



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Escola Superior d'Enginyeries Industrial,
Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa

Grau en Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica

“Proyecto de desarrollo de un shield de
Arduino para medida de la bioimpedancia.”

Autor: Àlex Sala Sanleandro

Director del TFG: Raúl Fernández García

30 de Juny de 2020

Abstract

El càlcul de la bioimpedància és un procés utilitzat en el món de la medicina, que ens dona informació sobre la composició del cos d'una persona. Tot i ser un mètode molt eficaç, té un cost molt elevat i requereix una constant investigació.

Per aquest motiu es va desenvolupar el xip AD5933¹ d'alta precisió, capaç de realitzar aquest procés amb l'ajuda del circuit *Mirrored modified Howland current sources*, un circuit extern al xip format per la composició de dues fonts de corrent controlades per voltatge.

L'objectiu d'aquest treball és el desenvolupament d'un dispositiu portàtil format per una PCB² que ens permeti mesurar la bioimpedància a partir d'una placa Arduino, reduint així el cost dels instruments per realitzar la mesura i dotant al dispositiu de portabilitat.

¹ Sistema convertidor d'impedàncies d'alta precisió format per un generador freqüències (DDS), un convertidor digital-analògic (DAC), un processador de senyal digital (DSP) i un convertidor analògic-digital (ADC).

² *Printed Circuit Board* o "Placa de Circuit Imprès". Superfície composta per pistes de material conductor mitjançant els quals es connecten un conjunt de components electrònics.

Agraïments

Després de tota una vida estudiant, avui és el dia en que puc escriure un petit text on agraeixo tot l'esforç a aquelles persones que han estat al meu costat i que m'han ajudat a recórrer aquest camí fins al dia d'avui. Ha estat un període de treball intens, no només a nivell d'aprenentatge, sinó també a nivell personal.

Primer de tot, agrair als meus pares, així com els meus germans, el suport econòmic i emocional que m'han donat durant tots aquests anys. Gràcies a ells he pogut avançar en els moments més difícils i aconseguir tots els objectius que m'he proposat fins el dia d'avui.

Seguidament m'agradaria deixar constància de tot el suport que m'han atorgat els meus companys de dins i fora de la universitat, en especial el Manel Vilella, i al meu cosí Carles Rabell, els quals sempre han mostrat una gran predisposició a ajudar-me i m'han assessorat en els estudis quan ho he necessitat.

Finalment, els últims agraïments van dirigits a tota la docència de la universitat, la qual ha demostrat una gran professionalitat, digne del nivell que exigeix la institució. Dins d'aquest sector en especial volia donar gràcies al meu tutor de TFG, Raúl Fernández. M'agradaria agrair la seva cooperació i donar les gràcies per haver-me donat suport al llarg d'aquests mesos, i més tenint en compte la situació de pandèmia en la qual ens trobem. En aquest aspecte sempre ha demostrat tenir una gran predisposició en ajudar-me quan fes falta de forma no presencial.

De segur que em deixo moltes persones que m'han donat un gran suport al llarg d'aquests anys, per aquest motiu m'agradaria finalitzar amb un agraïment a totes aquestes persones.

Moltes gràcies a tots!!!

Índice

1. Introducció.....	8
1.1. Declaració d'honor.....	10
1.2. Motivació personal.....	11
1.3. Objectiu	11
1.4. Abast.....	12
1.5. Requeriments i especificacions	14
1.6. Justificació i utilitat.....	15
2. Fonaments teòrics.....	16
3. Estat d'art.....	17
3.1. Normativa.....	20
3.2. Propostes actuals.....	22
3.3. Desenvolupament del circuit.....	23
3.3.1. Anàlisi del circuit.....	24
3.3.2. Simulació.....	28
3.4. Selecció i justificació dels components	35
3.5. Disseny de la PCB.....	40
3.6. Disseny 3D	43
4. Resum dels resultats	44
4.1. Resultats	44
4.2. Conclusions.....	49
4.3. Treballs futurs.....	50
5. Pressupost	51
6. Referències bibliogràfiques	53
7. Annexes	56

Llista d'imatges

Il·lustració 1: Esquema de Gantt.....	9
Il·lustració 2: Circuit mirrored Howland modified current source.....	11
Il·lustració 3: Càlcul nivell d'aigua corporal	17
Il·lustració 4: Teoria Kushner	18
Il·lustració 5: Impedància interna de l'organisme	21
Il·lustració 6: Col·locació dels elèctrodes	22
Il·lustració 7: Esquema elèctric xip AD5933	23
Il·lustració 8: Circuit Mirrored Howland Modified Current Source a Multisim	24
Il·lustració 9: Filtre passa alt	25
Il·lustració 10: Fonts de corrent simètriques independents de la carrega	25
Il·lustració 11: Resistències equivalents als elèctrodes.....	26
Il·lustració 12: INA118U implementat en Multisim	26
Il·lustració 13: Amplificador operacional d'entrada AD5933 en Multisim	27
Il·lustració 14: Circuit acoblat al xip AD5933 en Multisim	29
Il·lustració 15: Gràfica de valors i fase per $Z_x = 100 \Omega$	30
Il·lustració 16: Taula gràfica valors $Z_x=100 \Omega$	30
Il·lustració 17: Gràfica de valors i fase per $Z_x = 1 k\Omega$	31
Il·lustració 18: Taula gràfica valors $Z_x=1 k\Omega$	31
Il·lustració 19: Composició tercera impedància RC.....	32
Il·lustració 20: Gràfica de valors i fase per $Z_x = RC$	34

Il·lustració 21 Taula gràfica valors $Z_x = RC$	34
Il·lustració 22: Taula gràfica fase $Z_x = RC$	35
Il·lustració 23: Footprint TEL_2-0521	35
Il·lustració 24: Symbol TEL_2-0521	35
Il·lustració 25: Symbol AD5933.....	36
Il·lustració 26: Footprint AD5933.....	36
Il·lustració 27: Symbol crystal	36
Il·lustració 28: Footprint crystal	36
Il·lustració 29: Footprint INA118U	37
Il·lustració 30: Symbol INA118U	37
Il·lustració 31: Footprint TC1015-2.5V	37
Il·lustració 32: Symbol TC1015-2.5V	37
Il·lustració 33: Symbol TLC082AID	38
Il·lustració 34: Footprint TLC082AID	38
Il·lustració 35: Footprint 282836-2	38
Il·lustració 36: Symbol 282836-2.....	38
Il·lustració 37: Footprint jack coaxial	39
Il·lustració 38: Symbol jack coaxial	39
Il·lustració 39: Symbol Arduino UNO	39
Il·lustració 40: Symbol Aduino UNO	39
Il·lustració 41: Esquema elèctric Eagle	40

Il·lustració 42: Esquema elèctric importat al editor de PCB.....	40
Il·lustració 43: PCB amb components distribuïts.....	41
Il·lustració 44: Visualització final PCB.....	42
Il·lustració 45: Visualització final PCB 3D	43
Il·lustració 46: Errors ERC Eagle	45
Il·lustració 47: Part superior PCB fabricada	47
Il·lustració 48: Part inferior PCB fabricada	48
Il·lustració 49: Gràfica comportament bioimpedància.....	57
Il·lustració 50: Circuit Howland modificat	57
Il·lustració 51: Amplificador d'instrumentació de 3 operacionals	57
Il·lustració 52: Esquema amplificador d'instrumentació INA118U	57
Il·lustració 53: Amplificador operacional d'entrada AD5933	57
Il·lustració 54: Part inferior PCB.....	57
Il·lustració 55: Part superior PCB.....	57

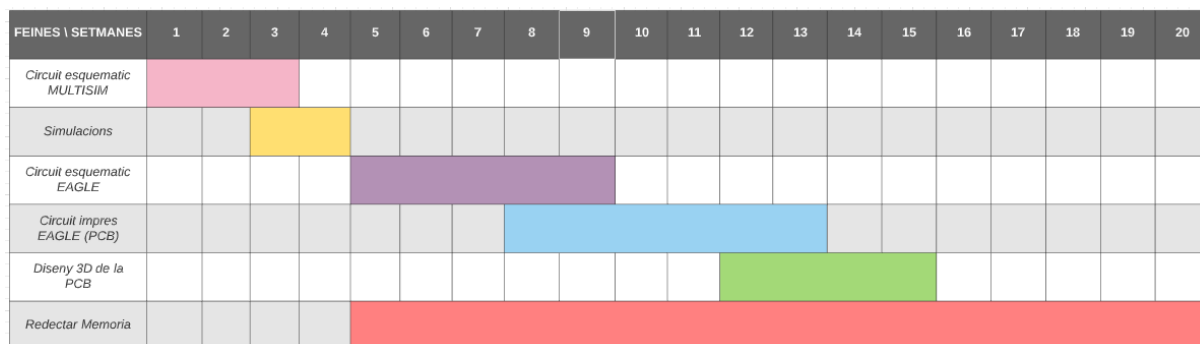
1. Introducció

La bioimpedància es pot definir com la capacitat que té el cos d'oposar-se al pas del corrent elèctric, comportant-se així de la mateixa forma que ho faria una impedància elèctrica.

A partir del càlcul de la bioimpedància, es poden identificar diferents anomalies en el cos de les persones. Per aquest motiu és aplicada en gran part en el món de la medicina, per dur a terme l'anàlisi de cardiologia clínica, l'estimació de la composició corporal d'una persona i el càlcul del volum d'aigua i grassa corporal d'un pacient. Aquest càlcul consta de dues parts, com el seu nom aprecia, es una impedància, és a dir, una unitat resistiva amb una part real (Ohms) i una part imaginària o complexa, la qual pot ser inductiva o capacitiva. En el nostre cas, la bioimpedància mostra un valor capatiu a la part complexa, ja que fa referència a l'electricitat que flueix a través de les membranes i líquid intracel·lular, els quals es comporten de forma semblant a un condensador (capatiu).

Per tal de poder dur a terme aquesta mesura es pretén realitzar una PCB creada a partir del xip AD5933 i el seu circuit pertinent. Prèviament Sara Cruz Gómez en el seu treball de final de grau "*Estudio de diferentes interfaces electrónicas para la medida de la bioimpedancia en lesiones deportiva.*", va realitzar un estudi de tots els circuits utilitzats per calcular la bioimpedància, en el que va verificar el circuit *Mirrored Howland Modified Current Source* com el més apropiat per dur a terme aquest càlcul.

El projecte a realitzar es pot desenvolupar en 5 fases consecutives, mostrades en el següent diagrama de Gantt. Cadascuna de les fases disposa d'un temps concret per dur a terme la seva execució, adaptat a la complexitat de la feina a desenvolupar.



Il·lustració 1: Esquema de Gantt

Aquest esquema ha estat realitzat prenent la setmana del 3 de Febrer com a setmana 1 i la setmana del 22 de Juny com a setmana 20. Com es pot apreciar, el redactat de la memòria es realitzarà de forma simultània a mesura que es vagi progressant amb la part experimental.

Des d'un principi, en el projecte s'han marcat unes pautes a seguir, les quals s'han anat complint. L'únic inconvenient i modificació que hi ha hagut, ha estat la part final del treball, la qual consistia en el muntatge i la soldadura de la PCB, així com les proves per verificar el correcte funcionament. Aquesta última part, no s'ha pogut dur a terme, ja que no s'ha pogut accedir al laboratori, a conseqüència del tancament de la universitat pel COVID-19. Per aquest motiu, un cop vista la situació, es va decidir modificar la part final de projecte, i fer el disseny 3D de la placa.

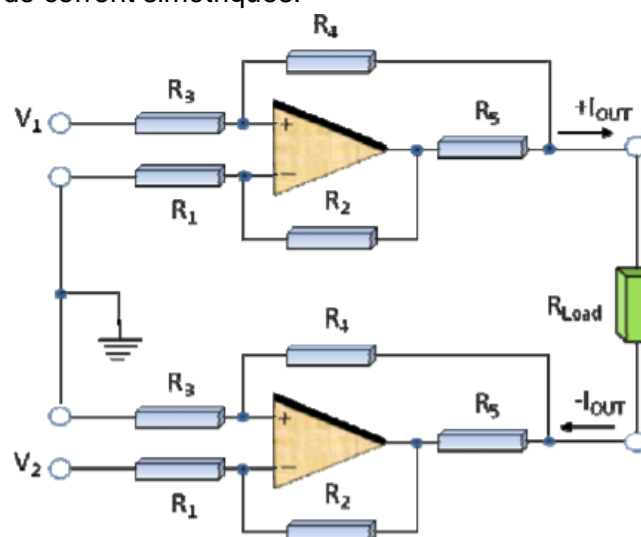
1.2. Motivació personal

Al llarg de tots els meus anys d'aprenentatge he anat descobrint les meves motivacions, tant en l'àmbit personal com laboral. Dos àmbits dins del món laboral que sempre m'han atret, han estat l'enginyeria electrònica i la medicina.

Durant aquests 4 anys de carrera he anat progressant com enginyer i he vist les múltiples branques que formen l'enginyeria electrònica. De totes elles, les que més em van cridar l'atenció van ser l'electrònica analògica i la instrumentació electrònica, per aquest motiu, i per l'estima que li tinc a la medicina, vaig decidir realitzar el treball de final de grau enfocat en l'enginyeria biomèdica i en la teoria de circuits.

1.3. Objectiu

Aquest projecte té com a finalitat l'elaboració d'una placa de circuit imprès (PCB) encarregada de calcular la bioimpedància amb la major precisió possible a partir del xip AD5933 i el circuit *Mirrored Howland Modified Current Source*, format per dues fonts de corrent simètriques.



Il·lustració 2: Circuit mirrored Howland modified current source

Aquest dispositiu ens permetrà dur a terme una anàlisi del cos sencer de les persones, podent així determinar el seu estat global a partir d'un sol anàlisi.

Un altre dels objectius a complir amb aquests projectes és la portabilitat d'aquest dispositiu i la simplificació de la seva complexitat electrònica, poden així disminuir el seu cost.

1.4. Abast

Per tal de realitzar aquest projecte, s'ha d'assolir com a objectiu la fabricació d'un prototip de PCB per calcular la bioimpedància mitjançant el circuit *Mirrored Howland Modified Current Source* i tot un conjunt de components per poder dur a terme la seva fabricació.

Per poder d'assolir-lo, s'ha dividit el projecte en cinc fases:

- **Primera fase. Anàlisi del circuit:**

En aquesta fase es pretén dur a terme l'anàlisi i el coneixement del circuit implementat en el treball de final de grau previ, així com la lògica de cadascun dels components que el formen.

Per altra banda, es duran a terme un seguit de comprovacions per verificar el correcte funcionament del circuit. Confirmant així que els resultats corresponen als mateixos obtinguts per Sara Cruz Gómez en el seu treball de final de grau.

- **Segona fase. Comprovació del circuit:**

Un cop corroborat el seu correcte funcionament, s'ha de realitzar la selecció dels diferents components que formaran la PCB, justificant la lògica i la utilitat de cada component dins del mateix circuit.

- **Tercera fase. Implementació del circuit:**

Seguidament, s'ha d'implementar el circuit esquemàtic a la plataforma Eagle afegint les llibreries dels components reals utilitzats, així com tots els components externs al circuit principal, necessaris per el seu correcte funcionaments, ja sigui condensadors, resistències, reguladors, convertidors, entre altres.

- **Quarta fase. Disseny de la PCB:**

Des de la mateixa plataforma Eagle, on s'ha generat l'esquema elèctric, s'importa el projecte a l'editor de PCB. Un cop importat, es podrà visualitzar els diferents components amb els seus "footprints³", els quals corresponen a la visualització real de la placa des de la planta.

Abans de dur a terme les connexions de les pistes, es genera el pla de massa, una superfície de coure que cobreix la placa i fa la funció de terra, la qual ens simplifica les connexions dels components a GND. Deixant així més espai i comoditat per connectar la resta de components.

³ Representació gràfica que s'utilitza per connectar físicament i elèctricament un component a una placa de circuit imprès (PCB).

Finalment executarem l'eina *autoroter*, encarregada de generar de la forma automàtica les pistes que connecten els components entre ells, de la mateixa forma que s'ha fet en el circuit esquemàtic. Posteriorment, s'utilitzarà l'eina *Route Airwire* per modificar de forma manual les pistes que s'han generat automàticament, per així poder millor la seva distribució i evitar pistes amb girs de 90° que puguin dificultar el pas del corrent.

- **Cinquena fase. Disseny de la PCB en 3D:**

En aquesta última fase generarem la PCB en 3D mitjançant el mateix programa Fusion 360 que ens ofereix la plataforma Eagle. Primer de tots haurem de buscar o crear els arxius 3D de cada component, que posteriorment seran importats a la llibreria, per així poder generar i visualitzar el prototip real de la placa de circuit imprès.

1.5. Requeriments i especificacions

Avui dia la bioimpedància ha estat un gran descobriment en el món de l'enginyeria biomèdica, ha suposat una eina d'alta precisió capaç de determinar l'estat del pacient a partir d'una sola mesura.

Per aquest motiu, l'alta precisió implica una gran complexitat en la seva fabricació i un cost molt elevat degut a ella. Per altra banda el mercat manca d'un dispositiu portàtil per calcular la bioimpedància. La seva existència implicaria la facilitat a l'hora de dur a terme l'anàlisi.

Per tal d'assolir aquestes carències, en aquest projecte s'ha proposat crear un dispositiu portàtil a partir del xip AD5933, encarregat de calcular la bioimpedància a partir del voltatge.

A partir dels avenços biomèdics adquirits al llarg d'aquests anys i el *hardware* desenvolupat, es pot establir com a requeriments, aconseguir realitzar un prototip real d'una PCB que permeti calcular la bioimpedància, així com aconseguir la màxima precisió en aquest dispositiu portàtil, amb l'objectiu de posar-lo a l'abast de tothom.

1.6. Justificació i utilitat

Actualment el mercat ofereix una gran varietat de dispositius per calcular la bioimpedància, molts d'ells són bàscules que realitzen el càlcul de la bioimpedància a partir de la planta del peu, un procés que manca de precisió.

Per altra banda, en el món de la medicina ha suposat un gran avenç la creació de dispositius portàtils, com és el cas dels aparells per calcular els nivells de sucre en sang o monitors de pressió arterial, facilitant així l'anàlisi constant de totes aquelles persones que ho necessiten.

En el cas de dispositius per analitzar la bioimpedància, la seva portabilitat es casi nul·la, la qual fa difícil el seu transport en cas de necessitat. De dispositius amb aquestes característiques se'n poden apreciar pocs en el mercat, dels quals tots ells tenen un preu molt elevat.

Per aquest motiu la realització d'aquest projecte pot suposar un impuls en aquest món, donant lloc a un dispositiu portàtil capaç d'analitzar la bioimpedància del cos a partir de 2 elèctrodes col·locats a l'extremitat superior dreta i uns altres dos col·locats a l'extremitat inferior dreta, atorgant així al dispositiu la precisió del càlcul que requereix i disminuint el seu cost.

2. Fonaments teòrics

Com s'ha mencionat prèviament, la bioimpedància és una mesura obtinguda a partir de la capacitat dels teixits de presentar una resistència al pas del corrent elèctric altern.

Aquesta capacitat d'oposició es pot variar en funció de la composició corporal d'aigua, proteïnes, minerals i grassa de cada persona. Les possibles variacions d'aquests elements en el cos de les diferents persones suposaria un valor diferent de bioimpedància. Per altra banda, el valor d'aquesta mesura també es pot veure afectat per les propietats elèctriques del cos, el nivell d'hidratació, l'edat, el sexe i la condició física.

Aquesta mesura consta de dos paràmetres, un real, corresponent a la resistència del cos amb un valor d'entre 300 i 1000 Ohms, el qual ve determinat pel nivell d'aigua del nostre organisme, i un altre component imaginari equivalent al comportament d'un condensador i associat a la conducció iònica⁴ del cos.⁵

A partir d'aquests fonaments teòrics, en aquest projecte, es pretén realitzar un *hardware* amb la capacitat de dur a terme aquest càlcul, de forma precisa, i amb un cost baix en comparació als instruments que podem trobar actualment al mercat.

⁴ Moviment de partícules elèctricament carregades a través d'un conductor elèctric. En aquest cas el conductor elèctric fa referència a les membranes cel·lulars del cos.

⁵ Veure Annex 1 (Pàg. 57)

3. Estat d'art

Al llarg d'aquests últims anys s'han dut a terme tot un seguit d'investigacions que han permès una gran evolució pel que respecte l'ús de la bioimpedància en el camp mèdic.

Inicialment, només es va poder teoritzar sobre la relació entre la impedància biològica i el nivell d'aigua corporal total de la persona, afirmant que l'altura de la persona al quadrat dividit per la seva impedància ens permetia obtenir el nivell d'aigua corporal total.

$$\text{Total Body Water} \propto a \frac{\text{Height}^2}{\text{Impedance}} + b$$

Il·lustració 3: Càlcul nivell d'aigua corporal

A partir d'aquesta teoria es va poder corroborar que la impedància mostrava un coeficient de correlació de 0.92 respecte al nivell d'aigua corporal total. Aquesta teoria va ser realitzada l'any 1969 pel científic Hoffer.

Deu anys més tard, l'empresa RJL Systems, va començar a comercialitzar els primers impedànciometres, els quals mesuraven la impedància del cos connectant els elèctrodes a la part posterior de la mà dreta i a la part posterior del peu dret d'un pacient tombat.

A l'any següent d'haver comercialitzat el producte, es va veure tot un seguit de limitacions en ell, van corroborar que la precisió del dispositiu variava molt en funció de la morfologia de la persona. La mesura era molt eficaç per persones que tenien una constitució molt estàndard, però perdia precisió per totes aquelles persones amb una morfologia més complexa.

Aquest fet va fer desenvolupar un seguit d'equacions on cada una d'elles tenia en compte l'edat, el gènere i altres variables que permetien augmentar la precisió del dispositiu. Tot i aquests avenços, es va demostrar que les equacions eren eficient únicament per les persones respecte a les quals s'havien desenvolupat.

L'any 1990 Kushner va plantejar una teoria alterna la qual podia solucionar els problemes de precisió. Va definir la morfologia del cos humà com a 5 cilindres, un per cada extremitat i un altre més gran pel tronc del cos. Un cop duta a terme aquesta teoria, va proposar realitzar el càlcul de la impedància per a cadascun d'aquests cilindres de forma independent, a freqüències diferents. D'aquesta forma, va aconseguir adaptar el càlcul a partir de formes geomètriques al cos de cada persona.



Il·lustració 4: Teoria Kushner

Seguidament el Dr Kichul Cha va desenvolupar el primer mètode per la mesura de la impedància a partir d'elèctrodes de 8 punts de contacte, mitjançant el qual aplicava senyals de corrent a diferents freqüències per cadascuna de les 5 parts.

Els resultats obtinguts en aquest dispositiu van ser molt satisfactoris, ja que va dotar al dispositiu d'una gran exactitud, permeten així transformar-lo en un equip mèdic d'alta precisió.

Actualment, el càlcul de la bioimpedància no disposa d'un sol mètode, sinó que es pot calcular per mono-freqüència, dual-freqüència o multi-freqüència de forma segmental o per anàlisis de vectors.

Per altra banda, a part de la posició del pacient, existeixen altres factors que també es tenen en compte i que poden afectar a la precisió de les mesures, com serien la hidratació, l'alimentació prèvia, la realització d'activitats esportives prèvies, així com la temperatura ambient i la del mateix pacient.

Com hem pogut comprovar anteriorment, existeixen una gran quantitat de mètodes i factors a tenir en compte, no existeix un mètode millor o un mètode pitjor, cadascun d'ells té el seus pros i els seus contres, i són més o menys eficaços depenent de la persona. Per aquest motiu l'evolució d'aquest dispositiu i de les formes per calcular la bioimpedància segueixen en constant evolució, per així garantir la precisió que requereix per a cada persona i a la vegada poder ampliar les utilitats que se li està donant.

Per tal d'arribar a aquest objectiu, al llarg d'aquests últims anys han anat apareixent diferents dispositius capaços d'adaptar-se. Un d'ells és el xip AD5933, el qual requereix un software que permeti desenvolupar les múltiples equacions necessàries per a la precisió del càlcul en les diferents persones, i d'un hardware anomenat *Mirrored Howland Modified Current Source* encarregat de convertir els senyals de voltatge en senyals de corrent, mitjançant un circuit VCCS⁶ on el corrent injectat té una amplitud constant i independent de la càrrega.

L'ús de circuits VCCS per calcular la bioimpedància be estipulat per normativa, la qual exigeix dur a terme aquesta mesura mitjançant el pas de corrent a través de la persona.

Fins ara hem vist el desenvolupament que ha anat succeint en aquesta àrea, així com les bases que fomenten aquest projecte. Per aquest motiu escollit el xip AD5933, complementat pel hardware *Mirrored Howland Modified Current Source*, verificat prèviament en el treball de final de grau "*Estudio de diferentes interfaces electrónicas para la medida de la bioimpedancia en lesiones deportiva.*", com el més eficaç per dur a terme la mesura de la bioimpedància.

3.1. Normativa

A partir d'aquest hardware podem injectar corrent de forma constant i independent a la càrrega, respectant així la guia de bones pràctiques "NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano", la qual fa referència la norma CEI 479-11994, tractant accidentes a causa de l'electricitat.

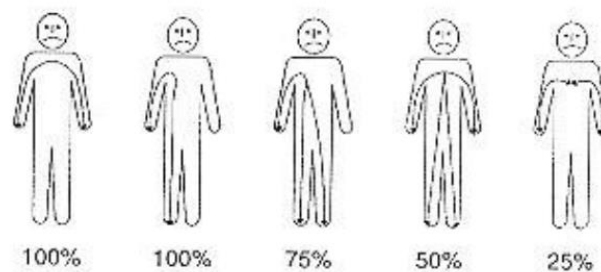
⁶ Font de corrent controlat per voltatge.

D'aquest document de bones pràctiques NTP 400, ens basarem principalment en la informació d'impedància en el cos humà, la qual explica que el resultat d'accidents és causat per diferents circumstàncies com la tensió, la freqüència, la duració del pas de la corrent, la temperatura, entre altre.

Per altra banda, existeixen diferents parts del cos com la pell, els músculs o la sang que presenten una impedància composta per un element resistiu i un capacitiu. Durant el pas de l'electricitat la impedància es comporta com la suma de tres impedàncies en sèrie:

- Impedància de la pell en la zona d'entrada.
- Impedància interna del cos.
- Impedància de la pell en la zona de sortida.

Per poder comparar la impedància interna depenent de la trajectòria, en la il·lustració 5 indica les impedàncies d'alguns recorreguts comparats amb la trajectòria mà-mà i mà-peu, que es consideren com impedància de referència (100%).



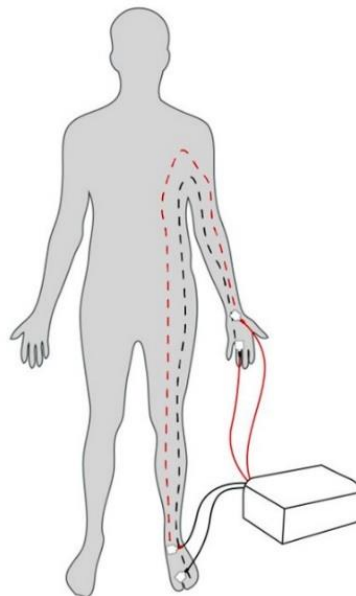
Il·lustració 5: Impedància interna de l'organisme

Aquest projecte es centrarà en la trajectòria de la impedància de referència mà-peu (100%).

3.2. Propostes actuals

La proposta realitzada en aquest projecte consisteix en una PCB dissenyada a partir del xip AD5933 i el hardware *Mirrored Howland Modified Current Source*. Un circuit VCCS (font dependent de la intensitat, controlada per la tensió), on el corrent injectat té una amplitud constant, i independent de la càrrega.

Aquesta PCB es pretén dissenyar-la de la mateixa mida que una Arduino UNO, per així posteriorment poder-la acoblar mitjançant els pins, a la part superior de l'Arduino on s'implementarà el software necessari per a la mesura. Per altra banda les connexions al cos de l'individu es realitzaran mitjançant 4 elèctrodes, dos col·locats a l'extremitat superior dreta, concretament al dors de la mà i al canell i unes altres dues col·locades al dors del peu i al turmell de l'extremitat inferior dreta.



Il·lustració 6: Col·locació dels elèctrodes

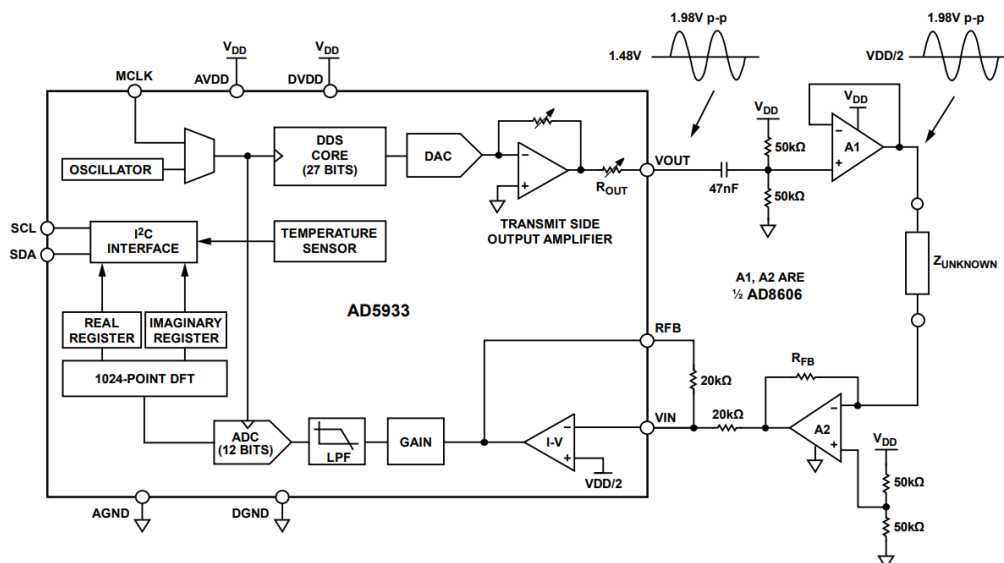
Per dur a terme la fabricació de la PCB, primer de tot s'ha de verificar el correcte funcionament del circuit. Seguidament s'ha de substituir l'esquema elèctric, per components reals i implementar els elements aliens a l'esquema, ja siguin

resistències, condensadors, entre altres elements necessaris pel correcte funcionament de cada component.

Finalment drem a terme la distribució dels components, així com el traçat de les pistes que els uneixen. Per tal de poder visualitzar el resultat final de prototip, realitzarem un disseny 3D de la placa.

3.3. Desenvolupament del circuit

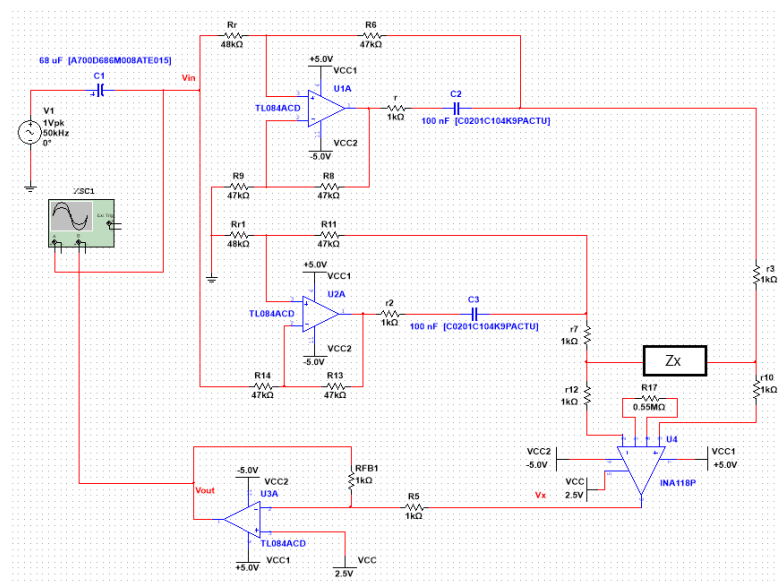
El xip utilitzat en aquest projecte, el AD5933, injecta un voltatge sinusoidal amb una amplitud constant, utilitzant una configuració bipolar, un mètode poc recomanat per dur a terme el càlcul de la bioimpedància en humans. Per aquest motiu, el xip requereix la implementació d'aquest circuit, encarregat d'injectar corrent amb una amplitud constant i un valor independent a la càrrega.



Il·lustració 7: Esquema elèctric xip AD5933

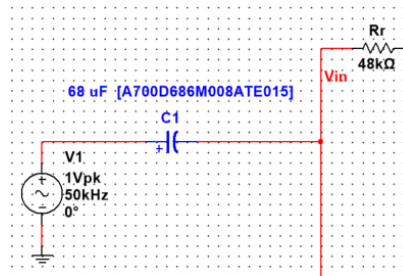
Per tal de verificar el correcte funcionament del circuit *Mirrored Howland Modified Current Source*, s'ha implementat l'esquema elèctric en Multisim a partir del qual es realitzarà una anàlisi del seu funcionament així com les proves per verificar que funcionen correctament.

3.3.1. Anàlisi del circuit



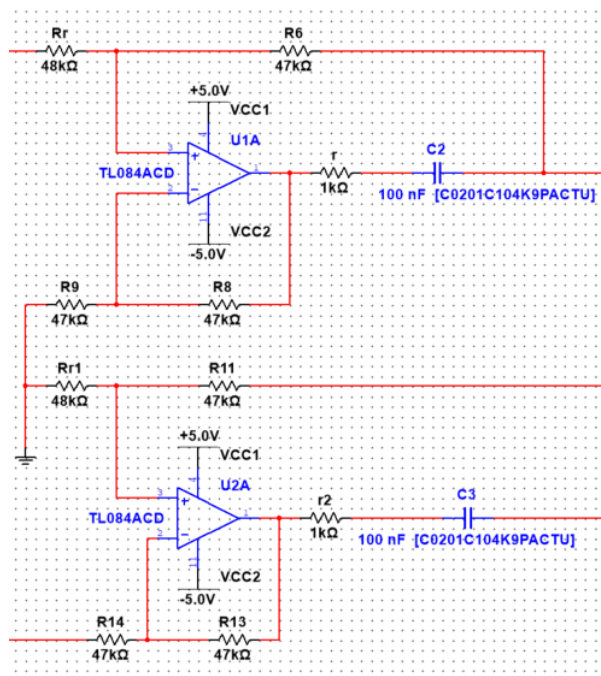
Il·lustració 8: Circuit *Mirrored Howland Modified Current Source* a Multisim

Aquest circuit consta de diferents parts, en primer lloc trobem la font d'alimentació alterna V1, corresponent al voltatge de sortida del xip AD5933, connectada al condensador C1 de 68 uF. Aquest condensador junt amb la resistència realitza la funció de filtre passa alt RC, encarregat d'eliminar la continua.



Il·lustració 9: Filtre passa alt

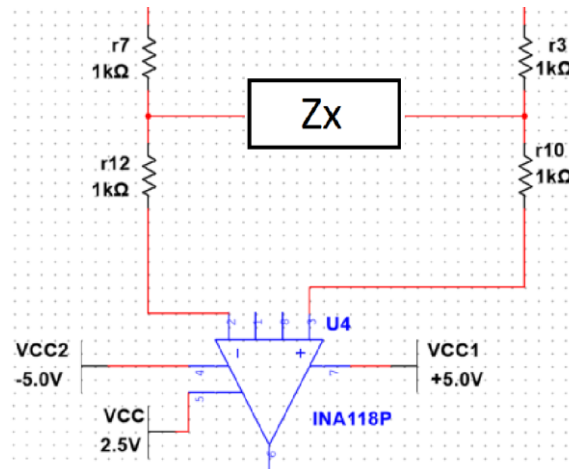
Seguidament es pot observar en la il·lustració 10 la composició de dues fonts de corrent simètriques, encarregades de proporcionar una sortida de corrent constant de 1 mApp, obtingut a partir de la relació entre el voltatge sinusoidal (1 Vpp) i el valor de la r (1 kΩ).



Il·lustració 10: Fonts de corrent simètriques independents de la carrega

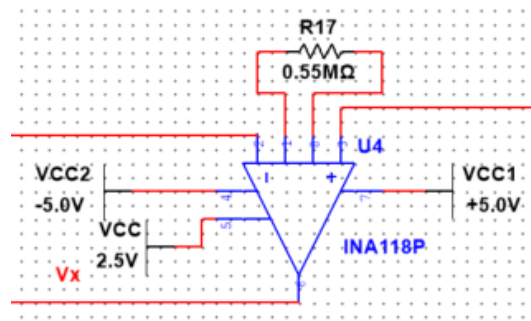
El valor de la resistència r és d'1 kΩ amb finalitat de reduir el consum d'energia, degut a la diferència de valor que presenta respecte a la resistència R de 47 kΩ.

Per altra banda, a la sortida dels amplificadors, en sèrie a les resistències r , trobem els condensadors $C2/C3$, que impedeixen el voltatge d'offset de corrent continua (DC) i la saturació dels amplificadors.⁷



Il·lustració 11: Resistències equivalents als elèctrodes

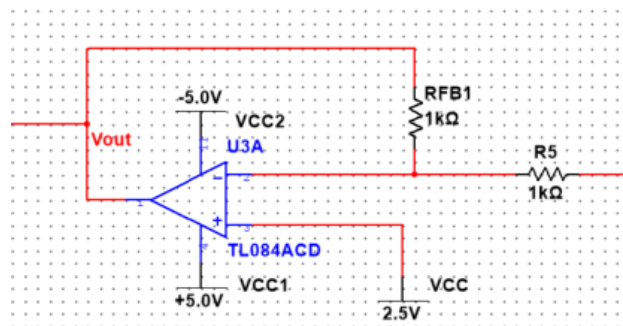
A la imatge 11 es poden observar un seguit de 4 resistències de 1kΩ, dues connectades a la sortida de les fonts de corrent, i les altres dues connectades a les entrades de l'amplificador operacional INA118P. Cadascuna de les resistències fa referència al valor resistiu generat pels elèctrodes, totes elles connectades a la impedància Zx equivalent a la bioimpedància del pacient.



Il·lustració 12: INA118U implementat en Multisim

⁷ Veure càlculs Annex 2 (Pàg. 58)

Seguidament observem l'amplificador operacional INA118P que mostra la il·lustració 12, el qual es comporta com un amplificador operacional convencional, amb la variant de permetre modificar el seu voltatge de sortida a partir del guany.⁸



Il·lustració 13: Amplificador operacional d'entrada AD5933 en Multisim

Finalment s'observa l'últim amplificador operacional del circuit, el qual correspon a un amplificador intern del xip AD5933, a excepció de les resistències R5 i RFB1.

Aquest amplificador és l'encarregat de sumar un voltatge de compensació de 2.5V per compensar la mala distribució de la càrrega que hi pugui haver en el circuit.

Per tal d'obtenir aquest voltatge de compensació és necessari que els valor de les dues resistències siguin iguals, en aquest cas, a les resistències se'ls hi ha donat valors de 1kΩ.⁹

⁸ Veure càlculs Annex 3 (Pàg. 61)

⁹ Veure càlculs Annex 4 (Pàg. 66)

3.3.2. Simulació

Per tal de verificar el correcte funcionament del circuit, durem a terme un seguit de simulacions. Sabent que:

- Equació intensitat de sortida (I_{out}) del circuit *Mirrored Howland Modified*
Current Source:

$$I_{out} = -\frac{1}{R_4} \cdot V_{in}$$

El qual correspon a la intensitat que circula per Z_x .

- Equació voltatge de sortida V_{out} del amplificador d'instrumentació
INA118U:

$$V_O = V_{in} \cdot G$$

Sent $V_{in} = I_{out} \cdot Z_x$

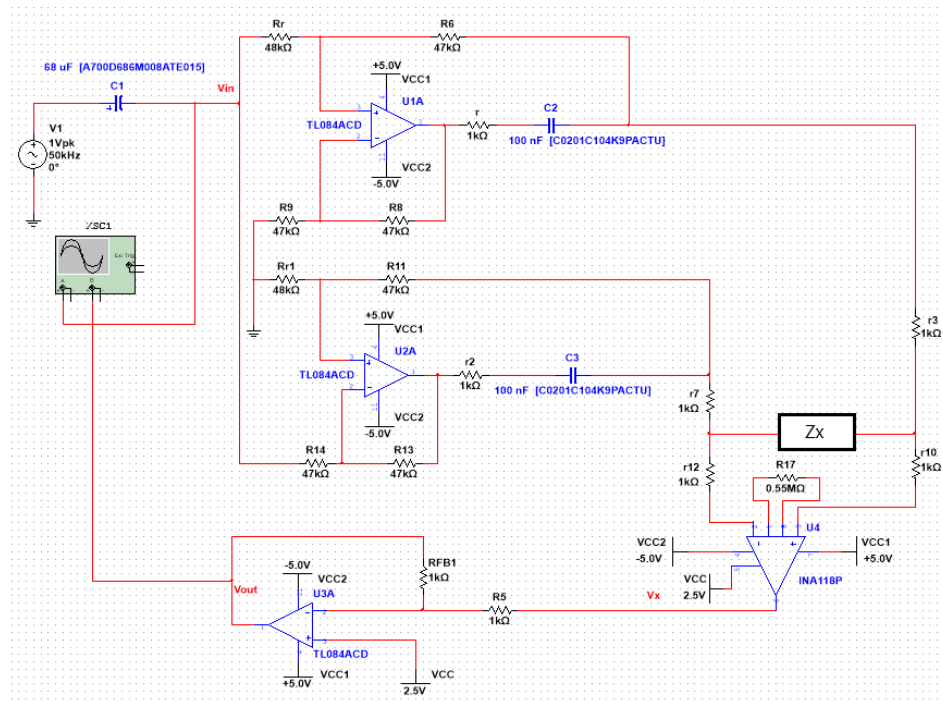
$$V_O = I_{out} \cdot Z_x \cdot G$$

A partir d'aquestes equacions obtingudes de l'anàlisi dels diferents amplificadors operacionals que formen el circuit, s'obté l'equació de la impedància:

$$Z = -\frac{V_{out}}{V_{in}} \cdot \frac{R_4}{G} \quad \text{on} \quad G = 1 + \frac{50 \text{ K}\Omega}{R_g} = 1 + \frac{50000 \Omega}{55 \cdot 10^4 \Omega} = 1.09$$

D'aquesta forma es pot obtenir el valor final de Z :

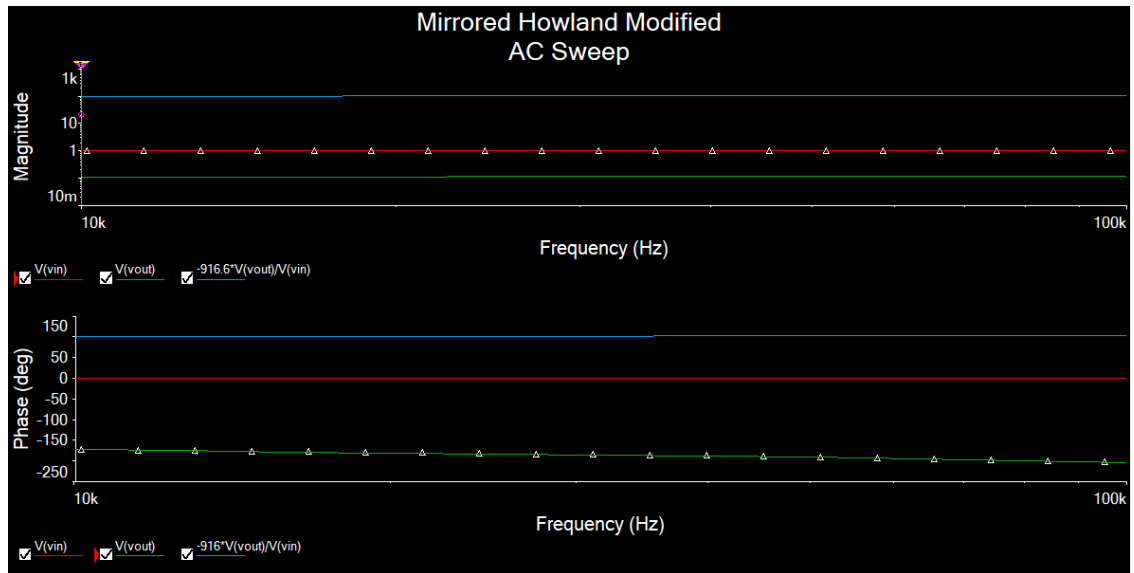
$$\text{Si } \frac{R_4}{G} = \frac{1000}{1.09} = 916.6; \quad Z = -916.6 \cdot \frac{V_{out}}{V_{in}}$$



Il·lustració 14: Circuit acoblat al xip AD5933 en Multisim

Un cop desenvolupada l'equació a partir de l'anàlisi del circuit, per obtenir la impedància, el següent pas consisteix en posar valors a Z_x i simular el circuit, corroborant que a partir del voltatge d'entrada (V_{in}) i de sortida (V_{out}) i la seva equació pertinent, el valor de Z_x que obtenim és el mateix que s'ha col·locat en la posició de la impedància. Les simulacions es duren a terme utilitzant un rang de freqüències d'entre 10 kHz i 100 kHz.

- Primera impedància, $Z_x = 100 \Omega$:



Il·lustració 15: Gràfica de valors i fase per $Z_x = 100 \Omega$

En la imatge anterior, es poden apreciar dues gràfiques, ambdues tenen els valors dels eixos d'abscisses delimitats per la freqüència. La diferència entre les dues gràfiques ve donada per l'eix d'ordenades. A la primera gràfica l'eix Y mostra el valor de la mesura que volem representar, mentre que la segona gràfica, mostra l'eix Y la fase¹⁰ d'aquesta magnitud.

En cadascuna de les gràfiques es poden apreciar 3 línies, una vermella, corresponent al voltatge d'entrada V_{in} , un altre verda, corresponent al voltatge de sortida V_{out} , i per últim, es pot veure una línia blava, la qual representa el valor obtingut de l'equació deduïda anteriorment per calcular Z_x a partir del V_{in} i V_{out} .

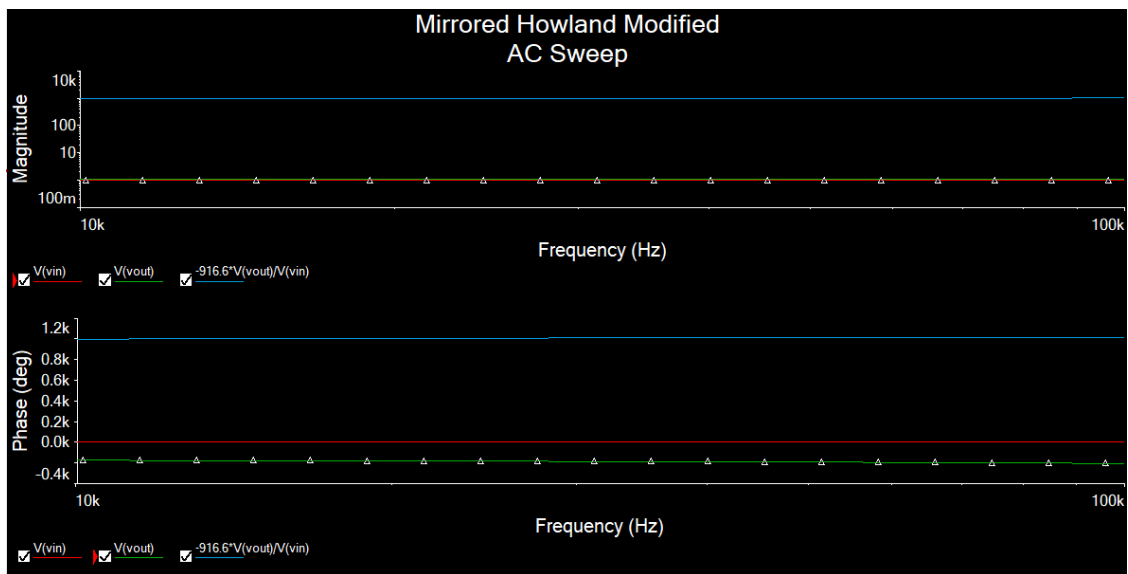
	$V(vin)$	$V(vout)$	$-916.6 \cdot V(vout) / V(vin)$
x1	10.0000k	10.0000k	10.0000k
y1	1.0000	109.9331m	100.7641
x2	10.0000k	10.0000k	10.0000k
y2	1.0000	109.9331m	100.7641

Il·lustració 16: Taula gràfica valors $Z_x=100 \Omega$

¹⁰ Mesura capaç de determinar la diferència de temps entre dues senyals.

Mitjançant l'ús del cursor s'ha obtingut la taula de valors de cadascuna de les dades, per una freqüència de 10 kHz. Com es pot observar el valor y1 obtingut a la tercera columna és de 100'7641, un resultat que s'aproxima bastant al valor de Z_x que s'ha implementat en el circuit.

- **Segona impedància, $Z_x = 1K$:**



Il·lustració 17: Gràfica de valors i fase per $Z_x = 1 k\Omega$

En aquesta gràfica es pot apreciar que el valor mesurat en el voltatge d'entrada i en el voltatge de sortida són similars. Degut a això es pot deduir que el valor de la Z_x mesurat en la simulació serà semblant al valor de R_4 dividit entre el guany, és a dir, similar a 916'6.

	<u>V(vin)</u>	<u>V(vout)</u>	<u>-916.6*V(vout)/V(vin)</u>
x1	10.0000k	10.0000k	10.0000k
y1	1.0000	1.0839	993.5275
x2	10.0000k	10.0000k	10.0000k
y2	1.0000	1.0839	993.5275

Il·lustració 18: Taula gràfica valors $Z_x=1 k\Omega$

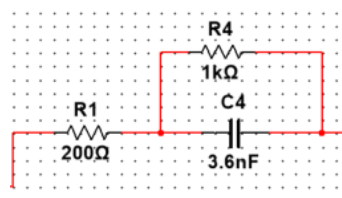
Com es pot apreciar en l'anterior taula el valor del càlcul de Z_x correspon a 993.5275, un valor que s'aproxima bastant al valor de 1k.

Com s'ha mencionat anteriorment, el fet d'obtenir un voltatge de sortida similar al d'entrada implica que el valor de Z_x també s'aproximi al valor del guany. Per tant, a partir de les dues simulacions que s'han realitzat i de la fórmula de la impedància Z_x , podem deduir que el valor de la impedància imposat en el circuit i el valor simulat, concordaran al 100% quan el valor del voltatge d'entrada sigui igual al de la sortida.

Per tal d'aproximar les simulacions als casos més reals possibles, s'han realitzat amb valors de 100 Ω i 1k, valors aproximats al llindar de resistència del cos humà.

- **Tercera impedància:**

Per últim, és dura a terme la última simulació utilitzant una impedància composta per dues resistències i un condensador, col·locats en sèrie i paral·lel.



Il·lustració 19: Composició tercera impedància RC

A diferència dels anteriors apartats, la impedància a analitzar té una major complexitat, per aquest motiu, requereixen uns càlculs previs per trobar l'amplitud i la fase de la impedància.

Per dur a terme les simulacions prèvies i veure el comportament del circuit s'ha utilitzat un rang de freqüències d'entre 10 kHz i 100 kHz. En aquest cas s'utilitzarà una freqüència (f) de 50 kHz per realitzar els càlculs, corresponent al valor utilitzat pels mediadors de bioimpedància.

El primer pas consisteix a trobar el valor de X_C :

$$X_C = \frac{1}{2\pi \cdot f \cdot C_4} = \frac{1}{2\pi \cdot 50000 \cdot 3'6 \cdot 10^{-9}} = 884.19 \Omega$$

Seguidament es passa els valors dels components que formen la impedància a coordenades polars:

$$X_C = (884.19 | -90) \Omega$$

$$R_4 = (1000 | 0) \Omega$$

$$R_1 = (200 | 0) \Omega$$

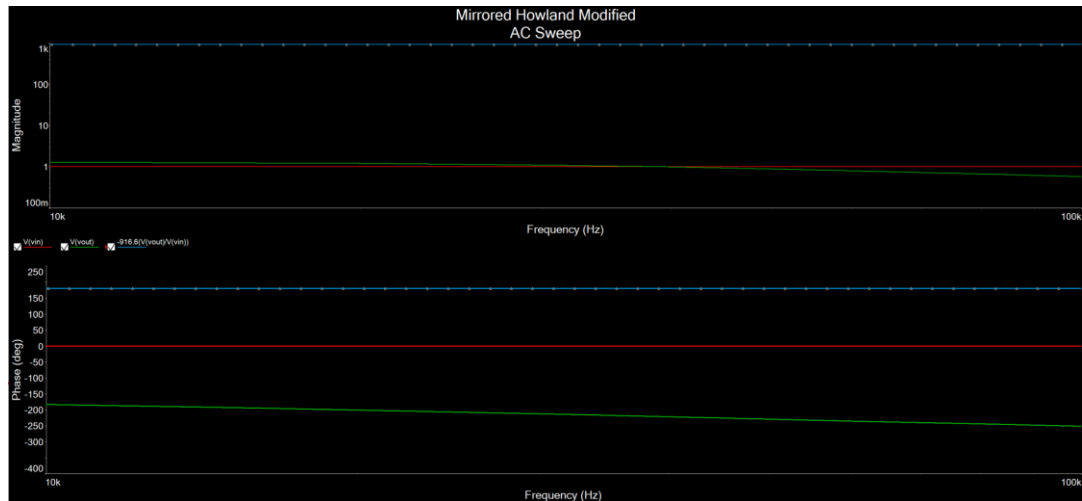
Com R_4 i X_C estan en paral·lel:

$$R_4 // C_4 = \frac{R_4 \cdot X_C}{R_4 + X_C} = \frac{(884.19 | -90^\circ) \cdot (1000 | 0^\circ)}{(884.19 | -90^\circ) + (1000 | 0^\circ)} = (662.05 | -48^\circ) \Omega$$

Un cop calculat el valor del condensador i la resistència en paral·lel, falta sumar la resistència en sèrie de 200 Ω .

$$R_4 // C_4 + R_1 = (662.05 | -48^\circ) + (200 | 0) = (808.92 | -37.82^\circ) \Omega$$

$$Z_X = (808.92 | -37.82^\circ) \Omega$$



Il·lustració 20: Gràfica de valors i fase per $Z_x = RC$

En la gràfica obtinguda a partir de la simulació, es pot apreciar com el valor del voltatge de sortida (V_{out}) decreix a mesura que augmenta la freqüència, de la mateixa forma que ho fa la seva fase. Això es produeix a conseqüència del condensador.

Cursor

	<u>V(vin)</u>	<u>V(vout)</u>	<u>$-916 * V(vout) / V(vin)$</u>
x1	28.4824k	28.4824k	28.4824k
y1	1.0000	1.1080	1.0149k
x2	50.0344k	50.0344k	50.0344k
y2	999.9996m	884.3311m	810.0476

Il·lustració 21 Taula gràfica valors $Z_x = RC$

Com es pot observar en aquesta taula obtinguda a partir de la gràfica de magnituds, el valor de la impedància és de 810.0476 Ω , un valor que s'assimila bastant a l'amplitud de la impedància (Z_x) calculada.

Cursor

	V (vin)	V (vout)	$-916 * V (vout) / V (vin)$
x1	10.0000k	10.0000k	10.0000k
y1	415.0946μ	176.5542	-3.4462
x2	50.0132k	50.0132k	50.0132k
y2	93.3011μ	130.7619	-49.2382

Il·lustració 22: Taula gràfica fase $Z_x = RC$

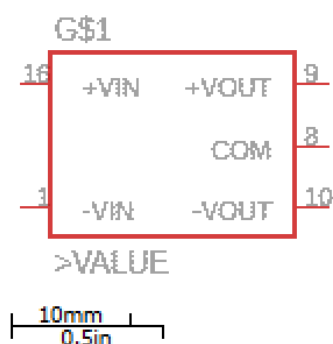
Per altra banda, en la taula de la gràfica de la fase a 50 kHz es pot apreciar que l'angle de fase es de -49.2382° , el qual també s'assimila bastant l'angle de fase calculat.

3.4. Selecció i justificació dels components

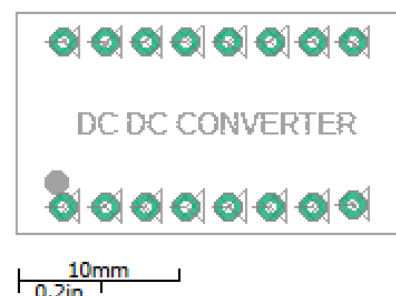
Un cop verificat el correcte funcionament de l'esquema, s'ha de dur a terme la selecció de components que utilitzarem pel desenvolupament del prototip. Per seleccionar els components més idonis, s'ha tingut en compte principalment dos factors. El primer ha estat que els components compleixi les especificacions necessàries pel projecte. El segon factor a tenir en compte ha estat la comercialització dels components, així com la seva disponibilitat.

- **TEL_2-0521**

Convertidor buck/boost, encarregat d'alimentar la PCB amb un voltatge de sortida de $\pm 5V$ (VCC), a partir d'un voltatge d'entrada al convertidor d'entre 4,5V i 9V.



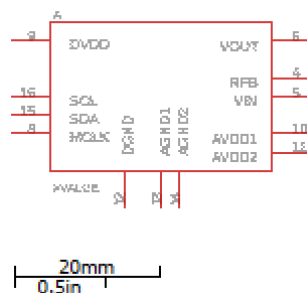
Il·lustració 24: Symbol TEL_2-0521



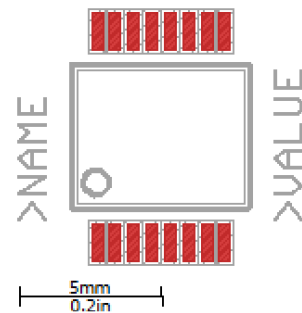
Il·lustració 23: Footprint TEL_2-0521

- **AD5933**

Sistema convertidor d'impedància d'alta precisió habilitat amb una tensió d'entre 2,7 V i 5,5 V. Aquest component està format per un generador freqüències (DDS), un convertidor digital-analògic (DAC), un processador de senyal digital (DSP) i un convertidor analògic-digital (ADC). És la base del circuit, encarregat de dur a terme la mesura de la bioimpedància amb l'ajuda de la resta de components.



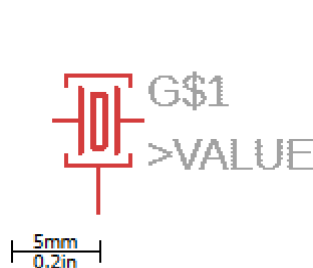
Il·lustració 25: Symbol AD5933



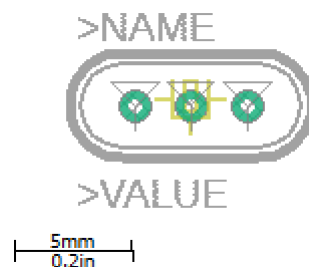
Il·lustració 26: Footprint AD5933

- **ECS-160-20-5PXDU-TR**

Component *Crystal* associat al xip AD5933, utilitza una freqüència de 16 MHz per controlar el temps i proporcionar un senyal de rellotge estable al circuit.



Il·lustració 27: Symbol crystal

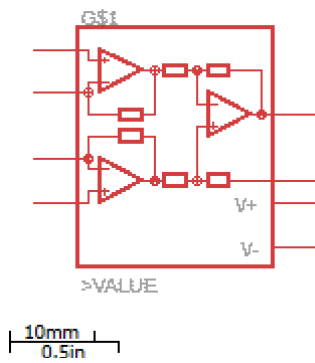


Il·lustració 28: Footprint crystal

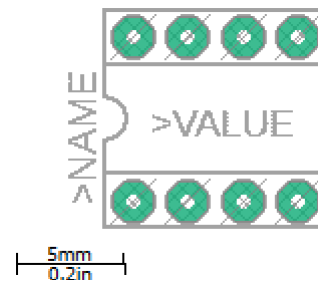
• INA118U

Amplificador d'instrumentació amb una composició interna de 3 amplificadors operacionals, encarregat de modificar el voltatge de sortida a partir del voltatge d'entrada V_{in} , el qual correspon al voltatge de sortida el circuit *Mirrored Howland Modified Current Source* i el Guany (R_g), definit per la fórmula:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g}$$



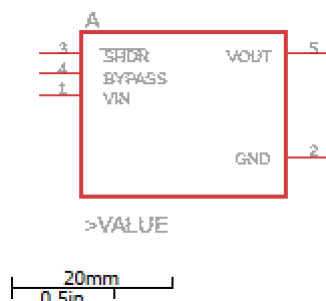
Il·lustració 30: Symbol INA118U



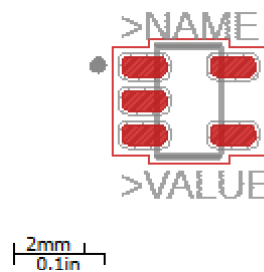
Il·lustració 29: Footprint INA118U

• TC1015-2.5VCT713

Regulador de tensió connectat a l'amplificador INA118U, encarregat de generar una tensió de 2,5 V a partir del voltatge VCC de 5 V.



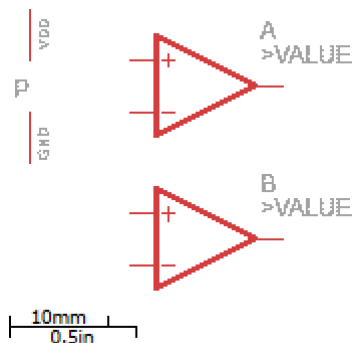
Il·lustració 32: Symbol TC1015-2.5V



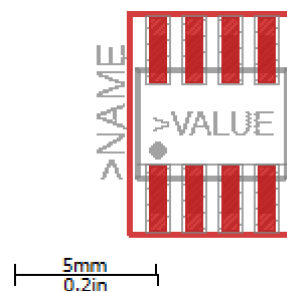
Il·lustració 31: Footprint TC1015-2.5V

- **TLC082AID**

Xip amb la funcionalitat de dos amplificadors operacionals. El hardware que envolta aquest xip correspon a les dues fonts de corrent simètriques. El seu rang de subministrament és d'entre 4,5 V i 16 V.



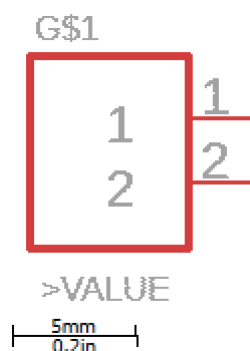
Il·lustració 33: Symbol TLC082AID



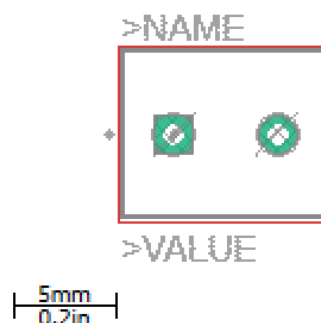
Il·lustració 34: Footprint TLC082AID

- **282836-2**

Bloc terminal de dos pins. Aquest component està connectat a dues resistències de col·locació opcional, amb la finalitat d'habilitar o deshabilitar l'alimentació a la placa de forma externa a través del bloc amb els dos terminals.



Il·lustració 36: Symbol 282836-2



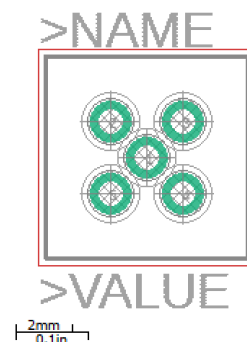
Il·lustració 35: Footprint 282836-2

- **1-1634009-0**

Connector jack coaxial. La PCB disposa de 4 dispositius jack, un per cada elèctrode, mitjançant els quals es pot obtenir el valor de la impedància.



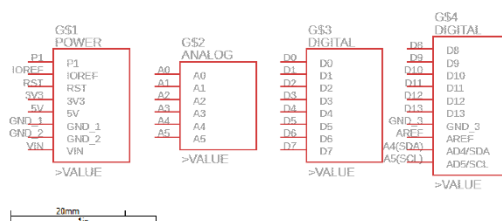
Il·lustració 38: Symbol jack coaxial



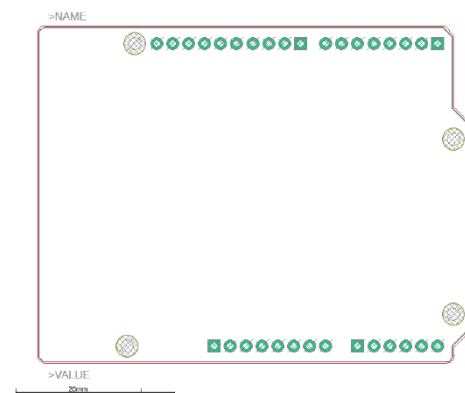
Il·lustració 37: Footprint jack coaxial

- **Arduino UNO**

Placa Arduino, amb la funcionalitat de placa base, on s'implementarà el software utilitzat per desenvolupar el prototip.



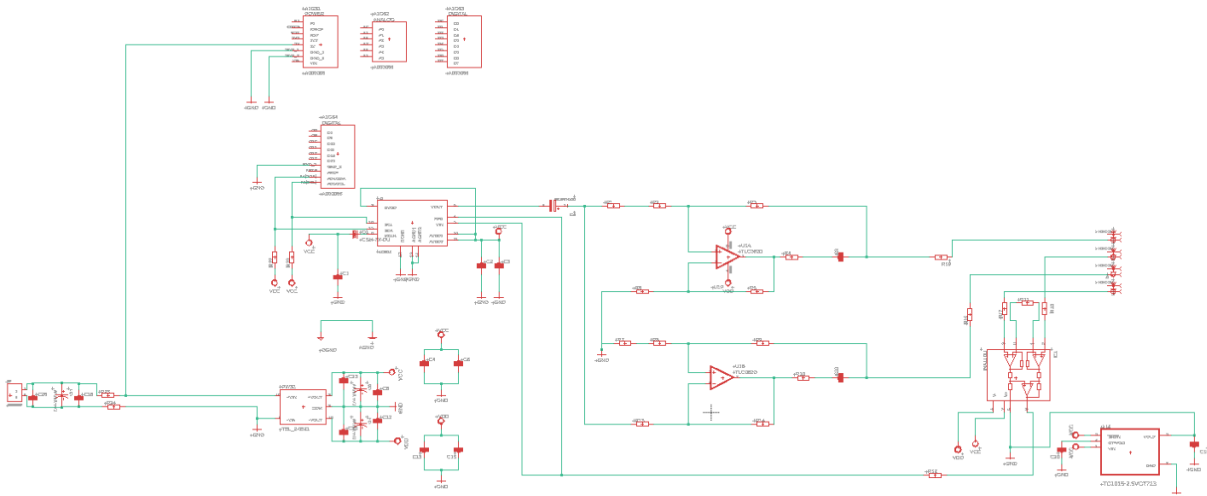
Il·lustració 39: Symbol Arduino UNO



Il·lustració 40: Symbol Aduino UNO

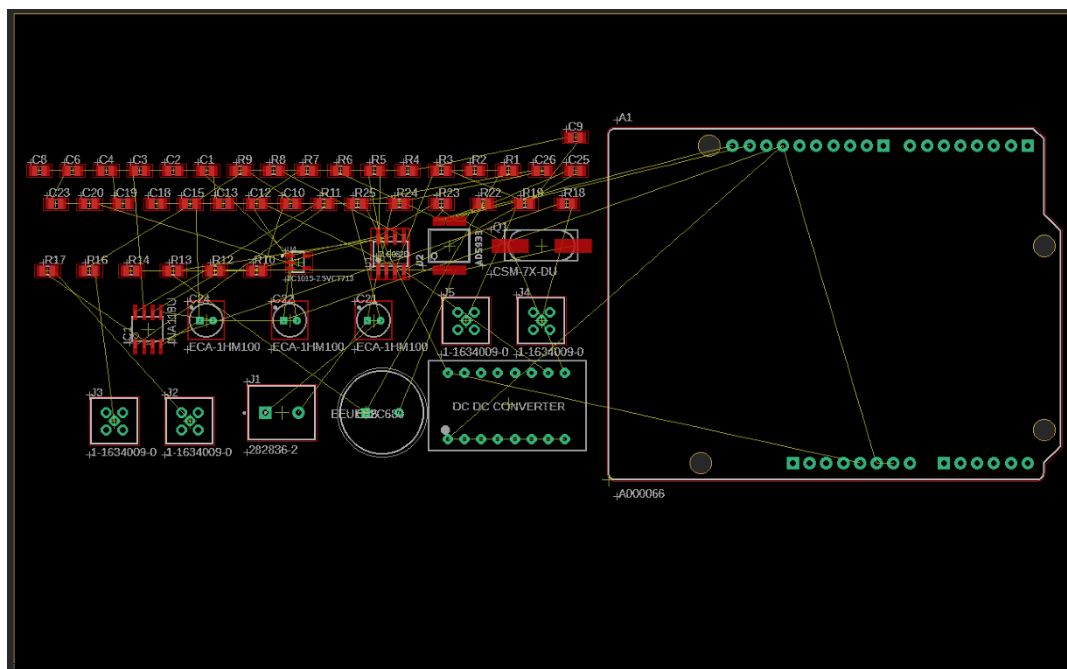
3.5. Disseny de la PCB

A partir de l'esquema elèctric desenvolupat a partir de les llibreries corresponent als components reals, podem realitzar el disseny de la PCB.



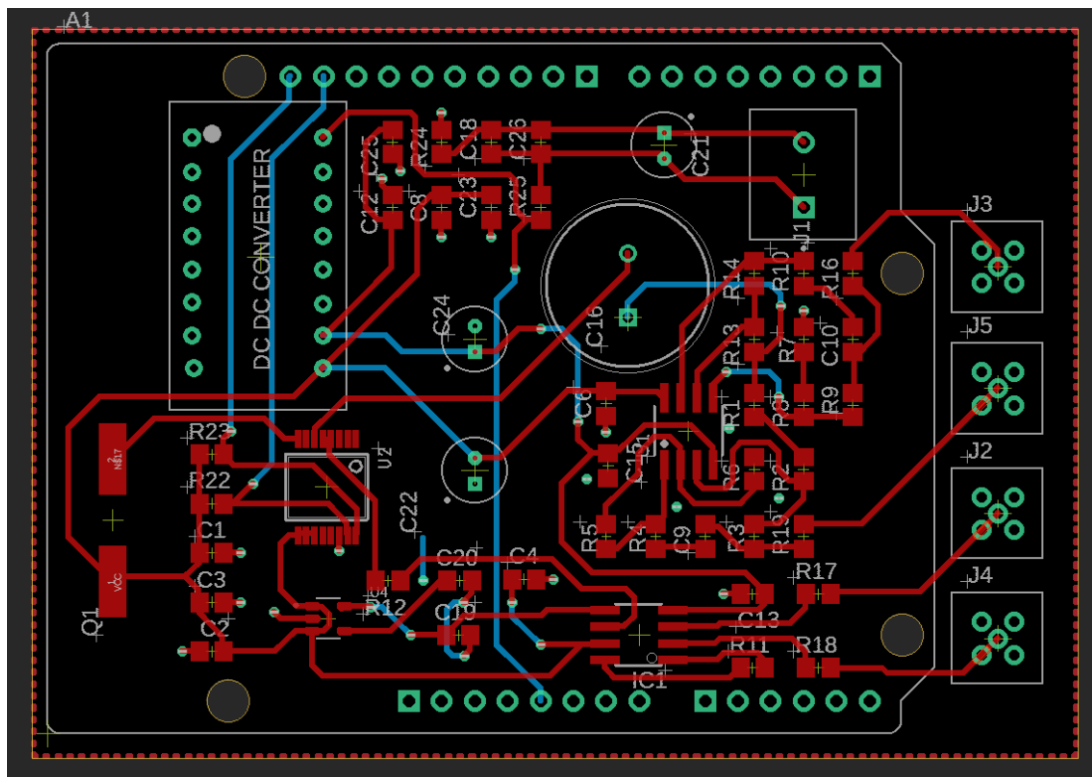
Il·lustració 41: Esquema elèctric Eagle

El primer pas per dur a terme el disseny és importar l'esquema elèctric realitzat en Eagle a l'editor de PCB del mateix programa.



Il·lustració 42: Esquema elèctric importat al editor de PCB

Un cop realitzat el Pla de massa, es pot procedir al *roteig* automàtic de les pistes, el qual ens facilitarà el nombre de pistes a modificar. Aquesta eina realitza el connexionat de la placa de forma automàtica, de la forma que creu més eficient. Finalitzat el *roteig* automàtic, es realitzarà de forma manual les connexions o modificacions d'aquelles pistes que no s'hagin pogut realitzar, o no ho hagin fet de la forma més eficient per la PCB.¹¹



Il·lustració 44: Visualització final PCB

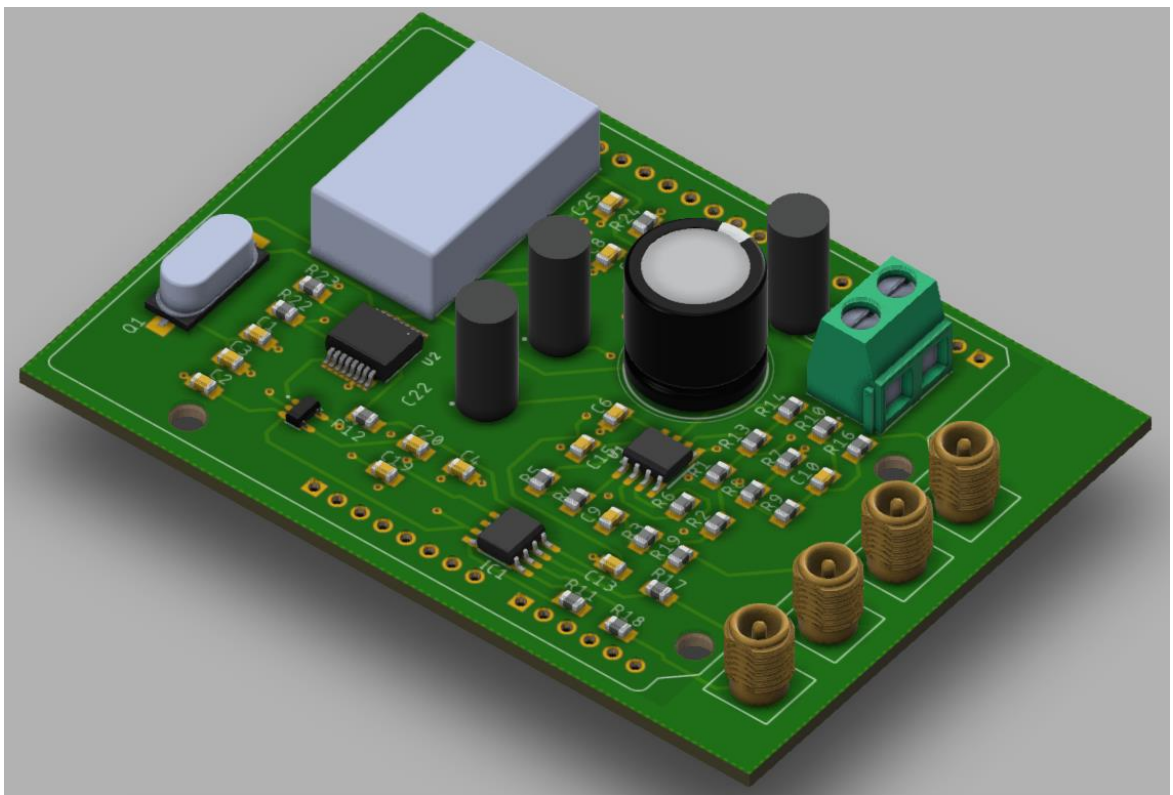
A l'hora de determinar les dimensions de la placa, com es pot apreciar en la imatge anterior, s'han deixat unes dimensions superiors a les de l'Arduino, especialment en el marge dret. Això s'ha realitzat amb la finalitat de deixar el suficient espai per incorporar els connectors dels elèctrodes, sense interferir en la pròpia placa Arduino.

¹¹ Veure plans Annex 5 (Pàg. 68)

3.6. Disseny 3D

En quant a la realització del 3D de la PCB, s'utilitzarà el programa Fusion 360, propi del software Eagle. El primer pas consisteix a crear o buscar arxius 3D en format ".STEP", els quals contenen la visualització 3D de cada component.

Un cop obtinguts els arxius necessaris, hauran de ser importats en la llibreria 3D de cadascun dels components. Un cop realitzat aquest pas, el programa Fusion 360 ens permetrà visualitzar un prototip 3D de la PCB que s'ha desenvolupat.



Il·lustració 45: Visualització final PCB 3D

4. Resum dels resultats

4.1. Resultats

A partir dels càlculs realitzats en els Annexes s'ha arribat a la conclusió que el valor de la impedància ve definida per la formula:

$$Z_x = -\frac{V_{out}}{V_{in}} * \frac{R_4 \cdot R_5}{G \cdot R_{fbi}}$$

Ja que el valor de R_5 i R_{fbi} és el mateix en la nostra simulació el resultat final és el següent:

$$Z_x = -\frac{V_{out}}{V_{in}} * \frac{R_4}{G}$$

En aquest prototip la resistència R_4 té un valor de 1 k Ω i el guany ve imposat per l'amplificador operacional INA118U, determinat per la fórmula:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ K}\Omega}{R_g} \quad \text{on} \quad R_g = 0.55 \text{ M}\Omega$$

Per tant es pot confirmar que el valor de la impedància és dependent al valor del voltatge de sortida i viceversa. Com ja s'ha pogut apreciar en la segona simulació i al ser la impedància dependent del voltatge de sortida, quan V_{out} és igual o aproximat a V_{in} el valor de la impedància també s'aproxima a l' R_4 dividit entre el guany (G).

Per altra banda gràcies a les simulacions, també es pot apreciar que en les dues primeres, amb una única resistència com a impedància, la fase s'ha mantingut constant, mentre que a la tercera hi ha hagut una variació de la fase del voltatge de sortida (V_{out}). En aquesta última simulació, a diferència de les dues primeres,

En el primer error "*No SUPPLY for POWER pin A1G\$1 3V3*", el programa es queixa de no haver-hi connectat una alimentació al pin de 3V3, això és degut a que la nostra PCB s'alimenta a partir del pin de 5V.

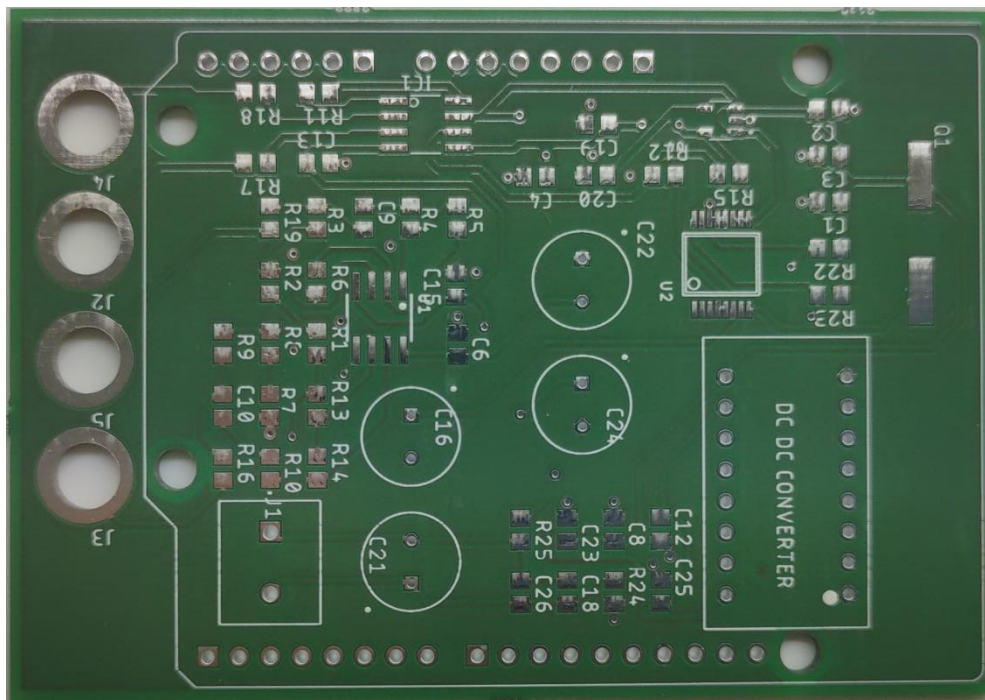
En el cas de l'error "*OUTPUT and SUPPLY pins mixed on net GND (sup)*", és un error molt habitual en projectes creats a partir de llibreries importades. El programa detecta un pin de subministrament de forma incorrecta, donant error a la connexió de GND.

Pel que respecta als *warnings "POWER pin"*, el programa adverteix que el component i el pin connectat a ell no tenen el mateix nom. És una advertència molt comuna, la qual no afecta el funcionament de la PCB.

Per altra banda, el *software* Eagle també disposa de la mateixa eina pel que respecta a l'editor de PCBs, encarregada de detectar anomalies en les connexions de les pistes o el mal posicionament que hi puguin haver entre els diferents components. En aquest cas, l'eina no ha mostrat cap error al respecte.

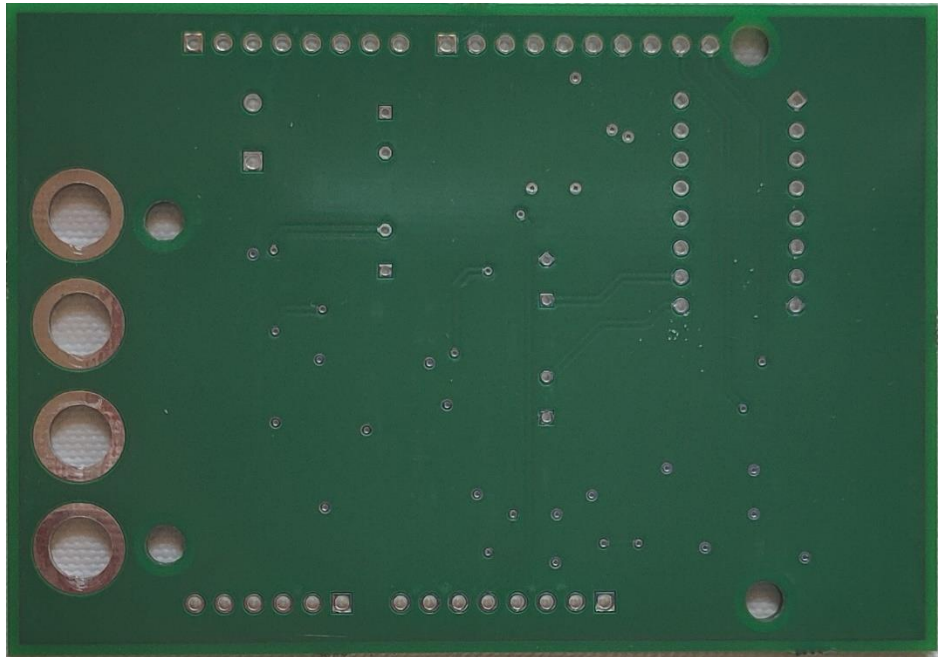
Fabricació PCB

Un cop un cop corregits o analitzats i justificats els *errors* i *warnings* que poguessin aparèixer, s'ha dut a terme la fabricació de la placa de circuit imprès, mitjançant el fabricant Aisler.



Il·lustració 47: Part superior PCB fabricada

En la il·lustració 47, es pot veure el resultat final de la fabricació de la PCB, on s'aprecia la ubicació dels seus components així com les seves dimensions i les pistes que els connecten.



Il·lustració 48: Part inferior PCB fabricada

En aquesta altre imatge s'observa la part inferior de placa fabricada, on s'aprecia una menor quantitat de pistes i uns seguit de forats, corresponents als diferents components passants que formen la placa, com els condensadors electrolítics o el convertidor.

Finalment s'havia de dur a terme el *power-up* de la PCB, així com un seguit de proves de validació les quals ens permetien verificar de forma cartera el funcionament de la placa. La realització del *power-up* no ha estat possible a conseqüència del tancament de les universitats pel COVID-19.

4.2. Conclusions

En aquest treball s'ha realitzat el disseny d'una PCB capaç de calcular la bioimpedància.

Primer de tot s'ha implementat el circuit a utilitzar en la plataforma Multisim, mitjançant la qual s'ha pogut dur a terme un seguit de simulacions que han corroborat el correcte funcionament del circuit.

Seguidament s'ha seleccionat els components a utilitzar per a la fabricació de la PCB. Un cop seleccionats els components, s'han implementat en la plataforma Eagle, juntament amb el hardware necessari que exigeix el *data sheet* de cada component pel seu correcte funcionament.

Finalitzat l'esquema elèctric, s'ha importat el projecte en l'editor de PCB, on s'han distribuït els components sobre la superfície de la placa i s'han realitzat les pistes necessàries.

Per últim, s'ha importat els arxius 3D de cada component, el qual ha permet visualitzar la PCB en 3D a través de la plataforma Fusion 360.

Un cop finalitzat el projecte, se'n poden extreure un seguit de conclusions, una d'elles, ha estat viabilitat del projecte i el compliment dels objectius proposats.

Per una banda hem pogut verificar les aptituds necessàries per fabricar un prototip portàtil capaç de calcular a bioimpedància. Per altra banda, s'ha reduït el cost d'aquests instruments sense haver de renunciar a cap de les característiques que tenen els actuals prototips existents en el mercat.

Finalment, com a conclusió global, es pot seguir afirmant que el camp de la bioimpedància és un camp en constant evolució, a partir del qual podem ser capaços d'analitzar el cos de les persones i obtenir una gran quantitat d'informació.

4.3. Treballs futurs

Com a treballs futurs s'hauria de realitzar el *power-up* de la PCB dissenyada en aquest projecte, així com realitzar les proves pertinents que verifiquin el correcte funcionament de la placa.

Un altre dels projectes a realitzar és la implementació del software acoblat a la placa Arduino necessari per realitzar proves en persones.

Com ja s'ha mencionat prèviament, el camp de la bioimpedància és un camp que està en constant investigació gràcies a les seves múltiples utilitats, per aquest motiu un dels projectes a desenvolupar un cop finalitzat el prototip, consistiria en combinar l'aplicació del impedanciometre amb teixit funcionals portàtils que permetin el monitoratge constant de la persona.

5. Pressupost

Aquesta taula fa referència al material i el preu de la fabricació d'una unitat.

Nº REFERENCIA	DESCRIPCIÓ	PROVEÏDOR	FABRICANT	QUANTITAT	PREU UNITAT	PREU TOTAL
CRG0805F1K0	Resistència 1 kΩ	RS	TE Connectivity	10	0,043	0,43
CRG0805F4K7	Resistència 4'7 kΩ	RS	TE Connectivity	2	0,009	0,018
CRG0805F47K	Resistència 47 kΩ	RS	TE Connectivity	8	0,009	0,072
ERA6AEB5493V	Resistència 549 kΩ	RS	Panasonic	1	0,314	0,314
C0805C104K5RACTU	Condensador ceràmic 0'1 uF	RS	KEMET	11	0,104	1,144
CL21B105KBFNNF	Condensador ceràmic 1 uF	RS	Samsung Electro-Mechanics	1	0,026	0,026
GRM21BR61E106KA73L	Condensador ceràmic 10 uF	RS	Murata	1	0,274	0,274
08051A101JAT2A	Condensador ceràmic 100 pF	RS	AVX	3	0,059	0,177
0805CG471J9BB	Condensador ceràmica 470 pF	RS	EPCOS	1	0,028	0,028
ECA-1HM100B	Condensador electrolític 10 uF	RS	Panasonic	3	0,29	0,87
EEUEE2C680	Condensador electrolític 68 uF	RS	Panasonic	1	0,461	0,461
1-1634009-0	Connector coaxial elèctrodes	RS	TE Connectivity	4	5,34	21,36
282836-2	Bloc terminal de 2 pins	Mouser	TE Connectivity	1	0,639	0,639
TEL_2-0521	Convertidor DC/DC	RS	TRACOPOWER	1	17,28	17,28
ECS-160-20-5PXDU-TR	SMD Crystal 16 MHz	Mouser	ECS	1	0,91	0,91
TLC082AID	Amplificador Operacional 8 pins	RS	Texas Instrument	1	2,218	2,218
AD5933	Convertidor d'impedància	Mouser	Analog Devices	1	15,79	15,79
TC1015-2.5VCT713	Regulador de 2,5 V	RS	Microchip	1	0,276	0,276
INA118U	Amplificador d'Instrumentació	RS	Texas Instrument	1	11,65	11,65
251-8086	Capçal de 2 pins	RS	RS PRO	16	0,098	1,568
A000066	Placa Arduino UNO	RS	Arduino	1	20,04	20,04
PCB	Placa de circuit imprès	Aisler	Aisler	1	6,22	6,22
TOTAL						101,765

Aquesta taula fa referència al material i el preu de la fabricació de 100 unitats.

Nº REFERENCIA	DESCRIPCIÓ	PROVEÏDOR	FABRICANT	QUANTITAT	PREU 100 UNITATS	PREU TOTAL 100 UNITATS
CRG0805F1K0	Resistència 1 kΩ	RS	TE Connectivity	10	4,3	43
CRG0805F4K7	Resistència 4'7 kΩ	RS	TE Connectivity	2	0,9	1,8
CRG0805F47K	Resistència 47 kΩ	RS	TE Connectivity	8	0,9	7,2
ERA6AEB5493V	Resistència 549 kΩ	RS	Panasonic	1	31,4	31,4
C0805C104K5RACTU	Condensador ceràmic 0'1 uF	RS	KEMET	11	10,4	114,4
CL21B105KBFNNNF	Condensador ceràmic 1 uF	RS	Samsung Electro-Mechanics	1	2,6	2,6
GRM21BR61E106KA73L	Condensador ceràmic 10 uF	RS	Murata	1	27,4	27,4
08051A101JAT2A	Condensador ceràmic 100 pF	RS	AVX	3	5,9	17,7
0805CG471J9BB	Condensador ceràmic 470 pF	RS	EPCOS	1	2,8	2,8
ECA-1HM100B	Condensador electrolític 10 uF	RS	Panasonic	3	29	87
EEUEE2C680	Condensador electrolític 68 uF	RS	Panasonic	1	46,1	46,1
1-1634009-0	Connector coaxial elèctrodes	RS	TE Connectivity	4	472,3	1889,2
282836-2	Bloc terminal de 2 pins	Mouser	TE Connectivity	1	25,4	25,4
TEL_2-0521	Convertidor DC/DC	RS	TRACOPOWER	1	1728	1728
ECS-160-20-5PXDU-TR	SMD Crystal 16 MHz	Mouser	ECS	1	66,7	66,7
TLC082AID	Amplificador Operacional 8 pins	RS	Texas Instrument	1	140,6	140,6
AD5933	Convertidor d'impedància	Mouser	Analog Devices	1	1579	1579
TC1015-2.5VCT713	Regulador de 2,5 V	RS	Microchip	1	27,6	27,6
INA118U	Amplificador d'Instrumentació	RS	Texas Instrument	1	947	947
251-8086	Capçal de 2 pins	RS	RS PRO	16	9,8	156,8
A000066	Placa Arduino UNO	RS	Arduino	1	1905	1905
PCB	Placa de circuit imprès	Aisler	Aisler	1	622	622
TOTAL						9468,7

6. Referències bibliogràfiques

- [1] Análisis de Composición Corporal - Bioimpedancia DSM-BIA [En línia] Available:
<https://www.composicion-corporal-inbody.com/bioimpedancia.html>
- [2] Revistaamc.sld.cu [En línia] Available:
<http://revistaamc.sld.cu/index.php/amc/article/viewFile/4373/2539>
- [3] La bioimpedancia electrica [En línia] Available:
<https://www.bl-biologica.es/preguntas-impedancia-electrica.html>
- [4] ShieldSquare Captcha [En línia] Available:
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/224/1/012160/meta>
- [5] ShieldSquare Captcha [En línia] Available:
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/224/1/012011/meta>
- [6] Analog.com [En línia] Available:
<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD5933.pdf>
- [7] Docs.rs-online.com [En línia] Available:
<https://docs.rs-online.com/d859/0900766b816ee1a2.pdf>
- [8] Mouser.es [En línia] Available:
https://www.mouser.es/datasheet/2/122/CSM_7X_DU-2577.pdf
- [9] Ti.com [En línia] Available:
https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf?ts=1591522211405&ref_url=https://www.ti.com/product/INA118
- [10] Mouser.es [En línia] Available:
https://www.mouser.es/datasheet/2/122/CSM_7X_DU-2577.pdf

- [11] Docs.rs-online.com [En línia] Available:
<https://docs.rs-online.com/be4b/0900766b81385fa2.pdf>
- [12] Ti.com [En línia] Available:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc082a.pdf?HQS=TI-null-null-mouser-mode-df-pf-null-ww&ts=1590350841900>
- [13] 282836-2 | Regletas de terminales PCB, paso5mm 2 Contacto Recta PCB Terminal Block, montaje: Orificio Pasante, Terminación: | RS Components [En línia] Available:
<https://es.rs-online.com/web/p/bloques-terminales-para-pcb/3617667/>
- [14] 1-1634009-0 | Conector MMCX TE Connectivity, Hembra, Recto, Orificio Pasante, 50Ω, Terminación de Soldador, 0 → 6GHz, Oro | RS Components [En línia] Available:
<https://es.rs-online.com/web/p/conectores-mmcx/4466454/>
- [15] A000066 | Arduino Uno DIP rev.3 ATmega328 - MCU AVR | RS Components [En línia] Available:
<https://es.rs-online.com/web/p/kits-de-desarrollo-de-procesador-y-microcontrolador/7154081/>
- [16] SnapEDA [En línia] Available:
<https://www.snapeda.com/>
- [17] Pdfs.semanticscholar.org [En línia] Available:
<https://pdfs.semanticscholar.org/b194/290ea4a2615100f9f649df63931aa24faef9.pdf>
- [18] ShieldSquare Captcha
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/224/1/012160/meta>
- [19] ShieldSquare Captcha
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/224/1/012011/meta>
- [20] Revistaamc.sld.cu
<http://revistaamc.sld.cu/index.php/amc/article/viewFile/4373/2539>

- [21] Fundamentos eléctricos de la bioimpedancia
<https://www.revistanefrologia.com/es-fundamentos-electricos-bioimpedancia-articulo-X02>
- [22] Insst.es
https://www.insst.es/documents/94886/326827/ntp_400.pdf/d3258cf4-bcbb-4a13-83e0-aa53d24d4c5b1169951200102X
- [23] Cruz Gómez, S. Estudio de diferentes interfaces electrónicas para la medida de la bioimpedancia en lesiones deportiva [en línea]. Trabajo final de grado, UPC, Escola Superior d'Enginyeries Industrial, Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa. Departamento de Ingeniería Electrónica Industrial i Automàtica, 2019 [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en:
<<https://upcommons.upc.edu/handle/2117/172675>>.

7. Annexes

1. Annex 1: Mètodes de càlcul de la bioimpedància.....	57
2. Annex 2: Càlculs font de corrent <i>modified Howland</i>	58
3. Annex 3: Càlculs amplificador d'instrumentació INA118U.....	61
4. Annex 4: Càlculs amplificador operacional d'entrada AD5933.....	66
5. Annex 5: Plans PCB.....	68
6. Annex 6: Auto-informe de qualitat.....	69

Annex 1: Mètodes de càlcul de la bioimpedància

Com ja s'ha mencionat prèviament, la bioimpedància és la impedància del cos humà, definida com una mesura composta per una part real i una imaginària.

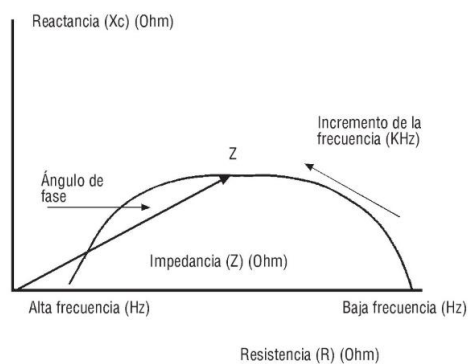
La impedància es defineix com a Z , i es pot definir amb la següent expressió:

$$Z = \sqrt{R^2 + (Xl - Xc)^2}$$

En el nostre cas la bioimpedància no mostra component Xl , ja que no existeix component fisiològic que es comporti com una bobina (Xl), per tant podem confirmar com equació resultant:

$$Z = \sqrt{R^2 + Xc^2}$$

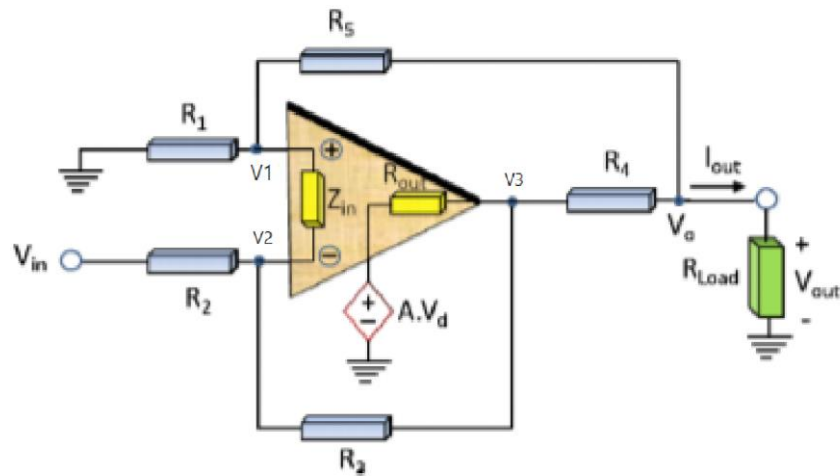
En la imatge 47 mostra el comportament de la impedància en el cos humà:



Il·lustració 49: Gràfica comportament bioimpedància

El valor capacitiu de la impedància fa que el corrent avanci sense haver de dependre del voltatge, generant així un canvi de fase.

Annex 2: Càlculs font de corrent *modified Howland*



Il·lustració 50: Circuit Howland modificat

La imatge anterior mostra la font de corrent Howland modificada, la qual s'interpretarà com un amplificador operacional ideal.

El circuit pot ser resolt a partir dels nodes V_1 , V_2 , V_3 i V_o .

Seguint les condicions dels amplificadors operacionals, es pot afirmar que el voltatge en el node V_1 i el voltatge en el node V_2 tenen el mateix valor.

Anàlisi node V_1 :

$$-\frac{V_1}{R_2} = \frac{V_1 - V_o}{R_4}$$

$$(1) \quad V_o \cdot R_2 = -V_1 \cdot (R_2 + R_4)$$

Anàlisi node V_2 :

$$\frac{V_{in} - V_2}{R_1} = \frac{V_2 - V_3}{R_3}$$

$$V_{in} \cdot R_3 + V_3 \cdot R_1 = -V_2 \cdot (R_1 + R_3)$$

Si $V_2 = V_1$:

$$(2) \quad V_{in} \cdot R_3 + V_3 \cdot R_1 = -V_1 \cdot (R_1 + R_3)$$

Anàlisi node V_3 :

$$\frac{V_1 - V_3}{R_3} = \frac{V_3 - V_o}{R_4}$$

$$(3) \quad V_1 \cdot R_4 + V_o \cdot R_3 = V_3 \cdot (R_3 + R_4)$$

Anàlisi node V_o :

$$(4) \quad \frac{V_o}{R_L} = \frac{V_1 - V_o}{R_5} + \frac{V_3 - V_o}{R_4}$$

En base a l'equació 4, els següent pas consisteix a substituir les anteriors equacions, amb l'objectiu d'obtenir el corrent de sortida I_{out} en funció del voltatge de sortida (V_{out}) i el voltatge d'entrada (V_{in}), ometent així els voltatges V_1 , V_2 i V_3 .

A partir de l'anàlisi mencionat anteriorment, es pot obtenir la següent equació:

$$I_{out} = -\frac{R_5 \cdot (R_1 + R_3)}{R_2 \cdot R_4 \cdot (R_1 + R_3) + R_L \cdot (R_2 \cdot R_3 + R_2 \cdot R_4 - R_1 \cdot R_5)} \cdot V_{in}$$

Al ser una font de corrent Howland es pot afirmar el compliment de les següents igualacions, de la mateixa forma que s'ha realitzat en el projecte.

Si $R_2 = R_5$, es simplifica i s'obté:

$$I_{out} = - \frac{(R_1 + R_3)}{R_4 \cdot (R_1 + R_3) + R_L \cdot (R_3 + R_4 - R_1)} \cdot V_{in}$$

$$I_{out} = - \frac{(R_1 + R_3)}{R_4 \cdot (R_1 + R_3) + R_L \cdot (R_3 + R_4) - R_L \cdot R_1} \cdot V_{in}$$

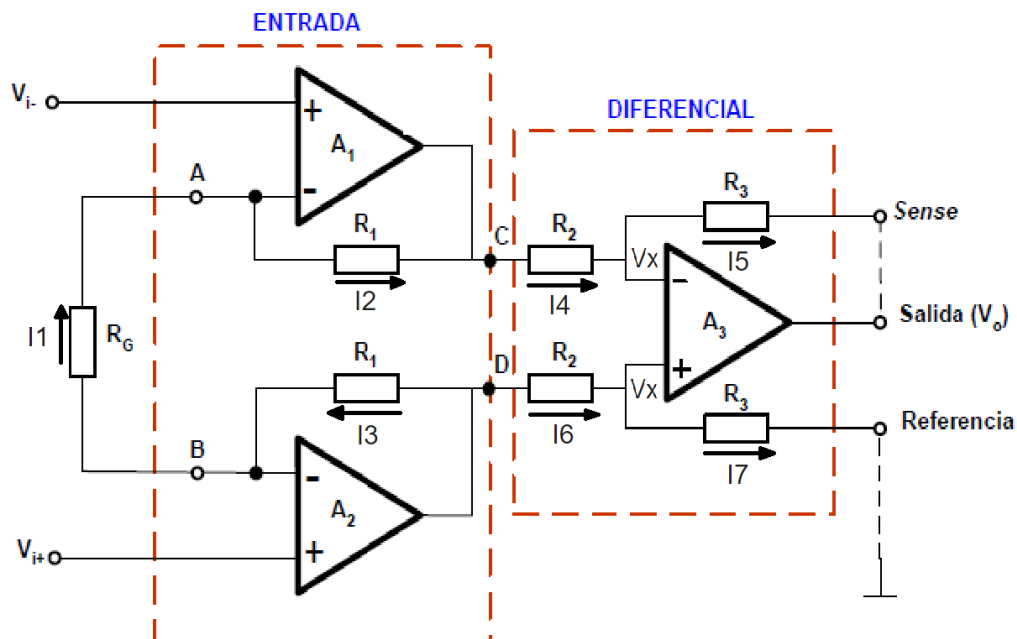
Si $R_1 = R_3 + R_4$:

$$(5) \quad I_{out} = - \frac{1}{R_4} \cdot V_{in}$$

Com es pot apreciar en l'equació 5 el valor de la intensitat de sortida és independent del voltatge d'entrada.

Aquesta intensitat correspondrà al valor de la corrent que circula pel cos de la persona a qui se li està medint la impedància (Z_x).

Annex 3: Càlculs amplificador d'instrumentació INA118U



Il·lustració 51: Amplificador d'instrumentació de 3 operacionals

El component INA118U, és un component format per una distribució de 3 amplificadors operacionals, per realitzar els càlculs pertinents, s'utilitzarà la primera llei de Kirchhoff, la qual ens permet analitzar cada node afirmant que la suma de les intensitats que entren al node, és igual a la suma de les intensitats que en surten.

$$\sum_{k=1}^n I_k = I_1 + I_2 + I_3 + \dots + I_n = 0$$

Anàlisi node A:

$$I_1 = I_2$$

Si $I_1 = I_2$, a partir de la llei d'Ohm podem dir:

$$\frac{V_B - V_A}{R_g} = \frac{V_A - V_C}{R_1}$$

$$V_B \cdot R_1 - V_A \cdot R_1 = V_A \cdot R_g - V_C \cdot R_g$$

$$(6) \quad -V_C \cdot R_g = V_B \cdot R_1 - V_A \cdot (R_g + R_1)$$

Anàlisi node B:

$$I_1 = I_3$$

Seguidament realitzem el càlcul en el node tenint en compte la caiguda de tensió entre els dos punts, obtenint com a resultat:

$$\frac{V_B - V_A}{R_g} = \frac{V_D - V_B}{R_1}$$

$$V_B \cdot R_1 - V_A \cdot R_1 = V_D \cdot R_g - V_B \cdot R_g$$

$$(7) \quad -V_D \cdot R_g = V_A \cdot R_1 - V_B \cdot (R_g + R_1)$$

En els dos nodes anteriors s'ha aïllat V_D i V_C , aquests dos voltatges corresponen al voltatge de sortida dels dos amplificadors d'entrada.

En els següents càlculs, s'interpreta que el voltatge entre els dos punts V_x és el mateix, degut a les propietats dels amplificadors operacionals.

Anàlisi node V_x connectat al born positiu de l'operacional diferencial:

$$I_6 = I_7$$

$$\frac{V_D - V_x}{R_2} = \frac{V_x - 0}{R_3}$$

$$V_D \cdot R_3 - V_x \cdot R_3 = V_x \cdot R_2$$

$$(8) \quad V_x \cdot (R_3 + R_2) = V_D \cdot R_3$$

Anàlisi node V_x connectat al born negatiu del operacional diferencial:

$$I_4 = I_5$$

$$\frac{V_C - V_X}{R_2} = \frac{V_X - V_O}{R_3}$$

$$V_C \cdot R_3 - V_X \cdot R_3 = V_X \cdot R_2 - V_O \cdot R_2$$

$$(9) \quad V_O \cdot R_2 + V_C \cdot R_3 = V_X \cdot (R_3 + R_2)$$

Un cop analitzats aquests 4 punts s'ha d'aïllar i substituir les diferents equacions analitzades, per tal d'obtenir l'equació del voltatge de sortida V_O en funció del voltatge d'entrada, independentment de la resta de nodes.

A partir de les equacions 3 i 4, es pot utilitzar el mètode d'igualació per igualar $V_x = (R_3 + R_4)$, i així obtenir:

$$V_D \cdot R_3 = V_O \cdot R_2 + V_C \cdot R_3$$

$$V_O = \frac{R_3 \cdot (V_D - V_C)}{R_2}$$

$$(10) \quad V_O = \frac{R_3}{R_2} \cdot (V_D - V_C)$$

Finalment per tal d'obtenir l'equació de V_O hem de substituir els paràmetres V_D i V_C .

S'utilitzarà les equacions 6 i 7 per obtenir l'equivalent a l'equació $(V_D - V_C)$.

$$R_g \cdot (V_D - V_C) = V_B \cdot R_1 - V_A \cdot (R_g + R_1) - V_A \cdot R_1 + V_B \cdot (R_g + R_1)$$

$$R_g \cdot (V_D - V_C) = (V_B - V_A) \cdot (R_g + R_1) - R_1 \cdot (V_B - V_A)$$

$$R_g \cdot (V_D - V_C) = (V_B - V_A) \cdot (R_g + 2 \cdot R_1)$$

$$(V_D - V_C) = (V_B - V_A) \cdot \frac{(R_g + 2 \cdot R_1)}{R_g}$$

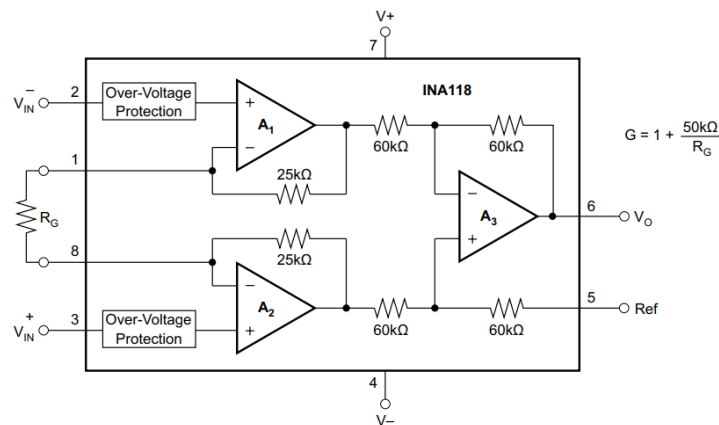
$$(11) \quad (V_D - V_C) = (V_B - V_A) \cdot \left(\frac{2 \cdot R_1}{R_g} + 1\right)$$

A partir de les equacions 10 i 11 es pot obtenir l'equació final de V_O en funció del voltatge d'entrada.

Substituint $(V_D - V_C)$ entre les dues equacions, deduïm:

$$(12) \quad V_O = \frac{R_3}{R_2} \cdot (V_B - V_A) \cdot \left(\frac{2 \cdot R_1}{R_g} + 1\right)$$

Un cop analitzat el circuit de 3 amplificadors operacionals, passem a adaptar-lo al nostre component INA118U.



Il·lustració 52: Esquema amplificador d'instrumentació INA118U

Com es pot apreciar a l'anterior imatge, si comparem la resistència R_2 i R_3 del nostre circuit inicial, es pot observar que tenen el mateix valor.

$$\frac{R_3}{R_2} = 1$$

Per altra banda, els valors del voltatge de V_B i V_A corresponen a V_{in-} i V_{in+} , per tant:

$$(V_B - V_A) = V_{in}$$

Per últim, observant l'equació 12 trobem:

$$\left(\frac{2 \cdot R_1}{R_g} + 1\right)$$

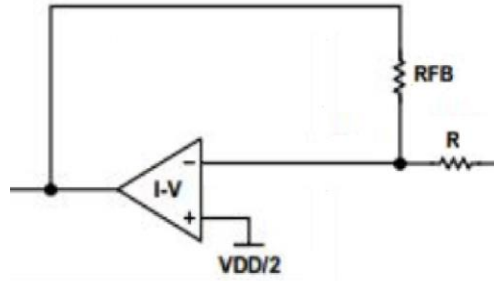
Sent $R_1 = 25 \text{ k}\Omega$, obtenim com a equació final, l'equivalent al guany (G) del component INA118U que es pot observar en l'anterior imatge:

$$G = \left(\frac{50 \text{ k}\Omega}{R_g} + 1\right)$$

Un cop verificades les anteriors conclusions extretes del *data sheet* del component, s'obté com a equació final del voltatge de sortida del INA118U:

$$(13) \quad V_O = V_{in} \cdot G$$

Annex 4: Càlculs amplificador operacional d'entrada AD5933



Il·lustració 53: Amplificador operacional d'entrada AD5933

Aquest últim amplificador, forma part de la composició interna del xip AD5933. De forma externa al xip hi ha connectades les resistències R_{FB} i R , a partir de les quals es pot modificar el voltatge d'entrada (V_{IN}) del xip AD5933.

Tenint en compte que el voltatge d'entrada de l'amplificador (V_{IN}) correspon al voltatge de sortida del INA118U, analitzant el circuit s'obté:

$$\frac{V_{in} - V_X}{R} = \frac{V_X - V_O}{R_{FB}}$$

$$V_{in} \cdot R_{FB} = V_X \cdot (R + R_{FB}) - V_O \cdot R$$

El valor del voltatge V_X , pot ser substituït per $V_{DD}/2$, obtenint com a resultat:

$$(14) \quad V_O = \frac{V_{DD} \cdot (R + R_{FB})}{2 \cdot R} - \frac{V_{in} \cdot R_{FB}}{R}$$

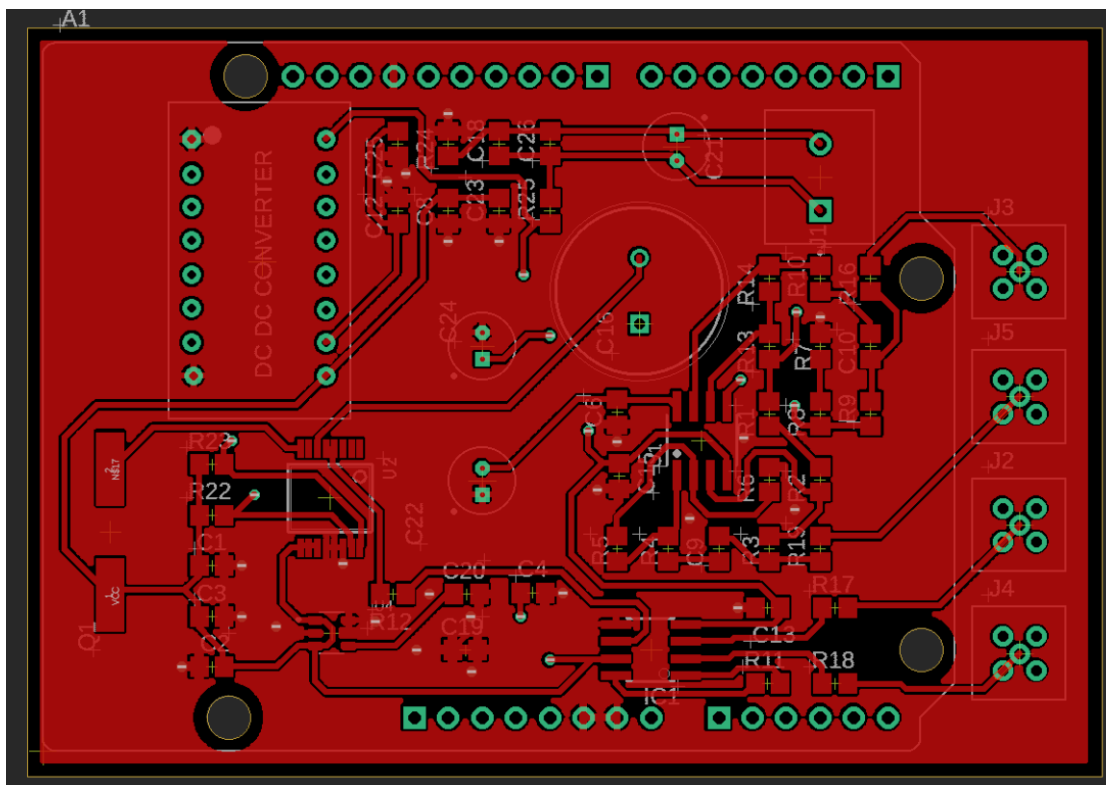
Adaptant l'equació 14 al circuit, si $R = R_{FB} = 1\text{k}\Omega$:

$$V_O = \frac{V_{DD} \cdot (2 \cdot R)}{2 \cdot R} - \frac{V_{in} \cdot R}{R}$$

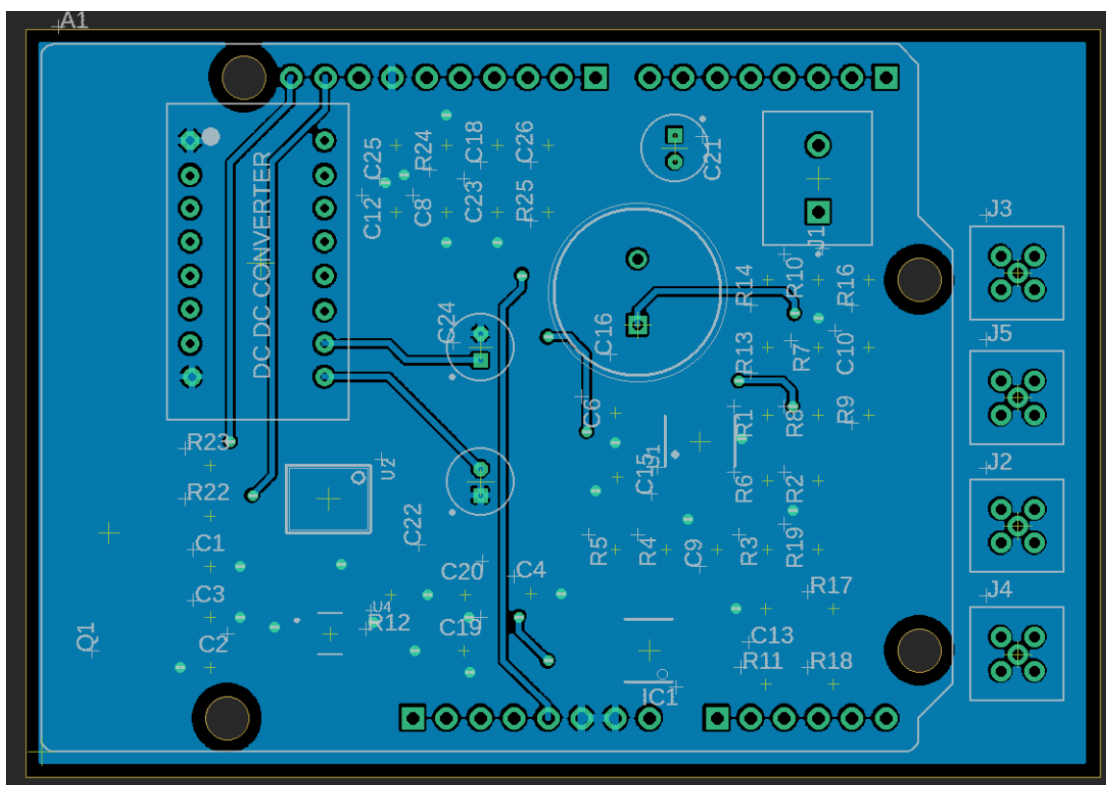
$$V_O = V_{DD} - V_{in}$$

Com a valor resultant al voltatge de compensació, es veu que el valor del voltatge de sortida (V_O) correspon al voltatge V_{DD} menys el voltatge V_{in} , equivalent al voltatge de sortida de l'amplificador d'instrumentació INA118U.

Annex 5: Plans PCB



Il·lustració 55: Part superior PCB



Il·lustració 54: Part inferior PCB

Annex 6: Auto-informe de qualitat

Nom de l'estudiant: Àlex Sala Sanleandro	Data: 20 de Juny de 2020
Convocatòria: 30 Juny de 2020	
Titulació: Enginyeria Electrònica Industrial i Automàtica	

PARÀMETRE A VERIFICAR: ASPECTES FORMALS – CONTINENT	RESULTAT			
	1	2	3	COMENTARIS
A1 - Formats portades			X	
A2 - Sumari de continguts			X	
A3 - Sumari de taules i figures			X	
A4 – Ortografia / Unitats			X	
A5 – Taules / Gràfics		X		
A6 – Formats dels documents			X	
A7 – Extensió de la memòria			X	
A8 - Bibliografia			X	
A9 - Relació de documents			X	
PARÀMETRE A VERIFICAR: ASPECTES FORMALS - CONTINGUT	RESULTAT			
	1	2	3	COMENTARIS
B1 – Plantejament problema		X		L'objectiu final no s'ha pogut assolir a causa de COVID-19 i el tancament de la universitat.
B2 – Antecedents i estat de l'art			X	
B3 – Plantejament i justificació solucions			X	
B4 – Acompliment abast i especificacions		X		Com que no s'ha pogut assolir l'objectiu final (B1), no s'ha pogut complir el propòsit previst inicialment.
B5 – Aspectes econòmics, ambientals i seguretat			X	
B6 – Aspectes temporals			X	
B7 – Conclusions i recomanacions			X	

